Aus der Abteilung für Zahnärztliche Chirurgie und Parodontologie
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. W. Schulte
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

OKKLUSION UND SCHALL
LITERATURÜBERSICHT UND UNTERSUCHUNGEN ZUR PHONOGNATHOGRAPHIE

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Dieter Weber
aus
Stuttgart

1978

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41536511_0022

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Chirurgie und Parodontologie
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. W. Schulte
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

OKKLUSION UND SCHALL
LITERATURÜBERSICHT UND UNTERSUCHUNGEN ZUR PHONOGNATHOGRAPHIE

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Dieter Weber
aus
Stuttgart

1978

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan: Professor Dr. H.-E.Hoffmeister

1. Berichterstatter: Professor Dr. W.Schulte

2. Berichterstatter: Professor Dr. E.Körber

Fotodruck H. Resch · Georgstraße 50 · 7402 Kirchentellinsfurt

Für Ursula

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	EINLEITUNG	1
2.	SCHRIFTTUMSÜBERSICHT ALLGEMEIN	3
2.1	Neurophysiologische Grundlagen des Kausystems	3
2.2	Reflexmechanismen im Kausystem	4
2.3	Okklusion beim Kauen und Schlucken und deren Bedeutung im neuromuskulären Reflexablauf	8
2.4	Kinesiologie der Okklusion	14
2.5	Zahnbeweglichkeit, Traumatische Okklusion und Parodontale Reaktion	20
3.	SPEZIELLE SCHRIFTTUMSÜBERSICHT	28
3.1	Die Auskultation	28
3.2	Das Stereostethoskop	29
3.3	Visuelle Darstellung der durch die Okklusion erzeugten Schallphänomene	31
3.4	Allgemeine Aufgabenstellung der Auskultation und der Phonognathographie	33
3.5	Anwendungsbereich der Phonognathographie	35
3.6	Klinische Zuordnung aufgezeichneter Schallsignale	35
3.7	Klassifikation der Okklusion nach WATT	38
3.8	Klassifikation der Phonognathogramme beim Zusammenbiß nach WATT	39
3.9	Technische Hilfsmittel zur Aufzeichnung der Phonognathogramme	41
3.10	Abhängigkeit der Phonognathogramme vom Abnahmeort und von der Körperhaltung	43

		Seite
3.11	Reproduzierbarkeit von Phonognathogrammen	45
3.12	Einfluß der Kieferschlußgeschwindigkeit	45
3.13	Dauer der okklusalen Schallphänomene	46
3.14	Effekt von Muskelrelaxantien auf Phonognathogramme	47
3.15	Anwendbarkeit der Phonognathographie	48
3.16	Frequenzverhalten des Organum dentale	49
4.	EIGENE UNTERSUCHUNGEN	55
4.1	Fragestellungen	55
4.2	Vorversuche	56
4.2.1	Impulszählmethode	56
4.2.2	Frequenzanalysen einiger ausgewählter Okklusionsgeräusche	57
4.3	Hauptuntersuchung	61
4.3.1	Phonognathographische Schallabnahmepunkte	61
4.3.2	Methodik und Versuchsaufbau	63
4.4	Datenverarbeitung und Auswertung	67
4.4.1	Phonognathogramme	70
4.4.2	Leistungsdichtespektren	70
4.4.2.1	Summations-Leistungsdichtespektren der einzelnen Probanden	72
4.4.2.2	Summations-Leistungsdichtespektren der einzelnen Abnahmeorte	72
4.4.2.3	Ortsabhängige Leistungsdichteverteilung für acht verschiedene Frequenzen	74
5.	ERGEBNISSE	75
5.1	Phonognathographische Ergebnisse	75
5.1.1	Reproduzierbarkeit der Phonognathogramme	75

		Seite
5.1.2	Vergleich einzelner Schallabnahmepunkte der Probanden	75
5.1.3	Einteilung in die Klassen A_1, A_2, B, C nach WATT	77
5.1.4	Beurteilung nach BRENMAN (α, β)	77
5.1.5	Vergleich symmetrischer Schallabnahme-punkte	77
5.1.6	Individueller Vergleich Luftschall-Körperschall	78
5.1.7	Interindividueller Vergleich der Probanden	78
5.1.8	Pgg bei Änderung der Kopfhaltung	78
5.2	Frequenzumfang des Okklusionsschalls im Gesichtsbereich	79
5.3	Verteilung des Okklusionsschalls bei Ausbreitung im Gesichtsschädel	81
5.4	Phonognathographische Eignung der verschiedenen Schallabnahmepunkte	83
6.	DISKUSSION	85
7.	ZUSAMMENFASSUNG	94
8.	FOTOTAFELN UND ABBILDUNGEN	97
9.	LITERATURVERZEICHNIS	135
	Lebenslauf	

Verwendete Abkürzungen:

PGG	Phonognathographie
Pgg	Phonognathogramm
Pg	Phonognathograph
I = AG	Impact = Aufbißgeräusch
S = GG	Slide = Gleitgeräusch
LS	Luftschall
KS	Körperschall
L/dB	Leistungsdichte in Dezibel (relativ)
f	Frequenz
ms	Millisekunden

Nomenklatur:

IKP	Habituelle Interkuspidation, früher auch habituelle Okklusion, zentrische Okklusion oder Schlußbiß-stellung genannt
RKP	Retrale Kontaktposition, früher auch zentrische Relation oder Zentrik genannt

1. EINLEITUNG

Die ungestörte Funktion des stomatognathen Systems wird durch ein reibungsloses, harmonierendes Zusammenspiel der Einzelkomponenten gewährleistet.

Treten jedoch Störungen im Bereich einer oder mehrerer Einzelkomponenten auf, so kann es durch Verknüpfungen der Einzelkomponenten zu einer Fehlfunktion des gesamten Systems kommen.

Als Folgen der Fehlfunktion beobachtet man dann z.B. Arthropathien der Kiefergelenke, Spasmen und Myogelosen in der Kaumuskulatur, Schmerzen im Bereich der Ohren und des Kopfes, Störungen des Gleichgewichtssinns sowie Parodontopathien und Pulpitiden.

Die Therapie der Fehlfunktion bzw. die Beseitigung der Störung setzt jedoch eine möglichst genaue Diagnose voraus, zu deren Erstellung sich der Arzt verschiedener diagnostischer Methoden bedient.

Nach WEGGEN (1972) (138) liefert jede diagnostische Methode jedoch nur eine Teilantwort, wobei erst die durch den Arzt gelenkte Integration aller Teilantworten darauf Anspruch erheben kann, Grundlagen für eine gesicherte Aussage über das biologische Objekt zu sein.

Es gibt nun mehrere diagnostische Methoden, welche aus den verschiedenen Bereichen des mastikatorischen Systems ihre Information beziehen. Zu nennen sind beispielsweise: röntgenographische und röntgenkinematographische Darstellungen, Aufzeichnungen mit verschieden justierbaren Artikulatoren, Zahnbeweglichkeitsmessungen, Elektromyographie usw.

Wenig Beachtung geschenkt wurde bisher der akustischen Komponente des mastikatorischen Systems. Was in anderen Bereichen der Medizin schon lange zur Routine gehört, z.B. die Auskultation und die Herzschallschreibung, ist in der Zahnmedizin noch relativ unbekannt.

WEGGEN (1970) (139) bezeichnete die Methode, die der Registrierung und Beurteilung der durch den Kaumechanismus hervorgerufenen Schallphänomene dient, in Anlehnung an die ersten Mitteilungen von WATT(1963)(122) als P h o n o g n a t h o g r a p h i e (PGG).

Durch die Phonognathographie, d.h. Aufzeichnung des beim Kieferschluß auftretenden Schalls, ist es möglich, akustische Vorgänge im mastikatorischen System der optischen Wahrnehmung zugänglich zu machen und auf mögliche diagnostische Aussagen zu untersuchen.

Bei unseren ersten Untersuchungen stellte sich immer wieder heraus, daß für die interdisziplinäre Zusammenarbeit eine grundlegende Zusammenfassung der für die Okklusion wichtigen Zusammenhänge und wissenschaftlichen Erkenntnisse vonnöten ist. Die vorliegende Arbeit soll die Basis für weitere vor allem technologische Untersuchungen und Entwicklungen auf dem Gebiet der Phonognathographie darstellen.

2. SCHRIFTTUMSOBERSICHT

2.1 Neurophysiologische Grundlagen des Kausystems

Durch die ersten Mitteilungen von RETHI (1893) (102) über corticale und subcorticale Zusammenhänge des Kauens und Schluckens beim Kaninchen wurde das Interesse an der Erforschung neurophysiologischer Abläufe und Zusammenhänge geweckt.

Studien verschiedener Autoren an Katzen und Kaninchen zeigten, daß elektrische Reize am frontolateralen Teil des Cortex rhythmische Kaubewegungen hervorrufen können (MILLER 1920; BREMER 1923; MAGOUIN et al. 1933; RIOCH 1934; WARD 1935; KAWAMURA 1960; SUMI 1969) nach KAWAMURA (1974) (55).

PENFIELD und BOLDREY (93) bestätigten 1937 durch Experimente, die sie an Hirnverletzten während deren Operation durchführten, daß das dem Kiefer zugehörige Rindenfeld einen großen Teil des motorischen Cortex beim Menschen ausmacht.

Von KAWAMURA stammen die ersten Zusammenfassungen über die Physiologie des Kauaktes (1964) (53) und den neurophysiologischen Hintergrund der Okklusion (1967) (54).

MOHLBRADT (77) beschreibt 1976 den "Verlauf der sensiblen Projektionsbahnen aus der Mundhöhle zum Cortex sowie die corticalen und subcorticalen, in das Kaugeschehen eingreifenden motorischen Steuerungszentren":

Impulse des Rezeptorsystems der Mundhöhle gelangen auf afferent-sensiblen Bahnen über 3 Neurone zu den sensiblen Projektionsfeldern im Gyrus postcentralis. Efferenzsignale aus dem motorischen Cortex im Gyrus praecentralis erreichen

über den Tractus cortico-bulbaris durch die Capsula interna den Nucl.masticatorius und werden dort auf die Motoneurone der einzelnen Kaumuskeln umgeschaltet (MÜHLBRADT 1976 (77) und K.H. KÖRBER 1975 (66)). Dabei fungiert das Extrapyramidalsystem (EPS) zusammen mit dem Cerebellum als motorisches Integrationszentrum, welches bahnende und hemmende Einflüsse auf die Willkürmotorik hat. Im Globus pallidus, in der Großhirnrinde und in der Formatio reticularis befinden sich die exzitatorischen bahnenden Anteile des EPS. Inhibitorische, hemmende Elemente findet man in den kleinzelligen Arealen des Striatum (Nucl.caudatus u. Putamen), im Nucl.niger, z.T. in der Formatio reticularis sowie der Großhirnrinde (MÜHLBRADT 1976 (77) nach REIN-SCHNEIDER).

2.2 Reflexmechanismen im Kausystem

SHERRINGTON führte schon 1917 die grundlegenden Mechanismen des Kauaktes auf drei Reflexe zurück (nach KAWAMURA 1964 (53)): Auf den Mundöffnungsreflex (jaw-opening-reflex), den Mundschließreflex (jaw-closing-reflex) und den Muskeldehnreflex (jaw-jerk-reflex). Diese Reflexe dienen der automatischen Regulation extrapyramidal ablaufender Bewegungsvorgänge (K.H. KÖRBER 1975 (66)).

Der jaw-jerk-reflex läuft als Muskeleigenreflex unilateral über einen monosynaptischen Reflexbogen mit zwei Neuronen (KÖRBER, K.H. 1975 (66)), und ist vor allem als Masseterreflex zu beobachten. Der jaw-closing-reflex tritt als polysynaptischer Reflexbogen mit vielen Neuronen vor allem beim

Schluckakt und bei schwacher Reizung des Zungenrückens auf (MÖHLBRADT 1976 (77)). Eine wichtige Rolle spielt der jaw-opening-reflex, welcher ebenfalls als Fremdreflex polysynaptisch bilateral abläuft. Sein wesentlichstes Merkmal besteht darin, daß bei starker bis noxischer Reizung intra- und extraoraler, vom N.trigeminus versorgter Rezeptorenfelder die Kieferschließmuskeln gehemmt und die Öffnungsmuskeln gebahnt werden (MÖHLBRADT 1976 (77)).

Als Rezeptorsysteme im neuromuskulären Kauapparat sind bekannt: Muskelspindeln, Sehnenrezeptoren, Desmodontalrezeptoren, Rezeptoren im Diskus, in der Gelenkkapsel sowie in der Schleimhaut (KAWAMURA 1974 (55), K.H. KÖRBER 1975 (66)). Umstritten ist die Mitbeteiligung desmodontaler Rezeptoren an der reflektorischen Steuerung der zyklischen Kaubewegungen (MÖHLBRADT 1976 (77)).

Nach K.H. KÖRBER (66)"wird der unbewußte Ablauf der Kaubewegungen während der Heranführung der Speise zum Munde durch einen kortikalen Impuls gestartet" und läuft dann als subcortical gebahnte, automatische Funktion ab. Dabei sollen hemmende Impulse aus den dentalen Pressosensoren (Typ I und II) bei Zahnkontakt die Unterkiefer-Elevatoren inhibieren und die Kieferöffnungsmuskeln aktivieren und somit für das Umschlagen von Erschlaffung der Öffner in Kontraktion verantwortlich sein.

K.H. KÖRBER beschrieb 1970 als Erster das Geschehen im Kausystem als kybernetisch-regeltechnischen Ablauf.

Gestützt auf die Ergebnisse von K.H. KÖRBER stellte KOBES 1977 (61) unter Verwendung der Grundlagen von STEINBUCH ein kybernetisches Schema funktioneller Abläufe im Kauorgan vor:

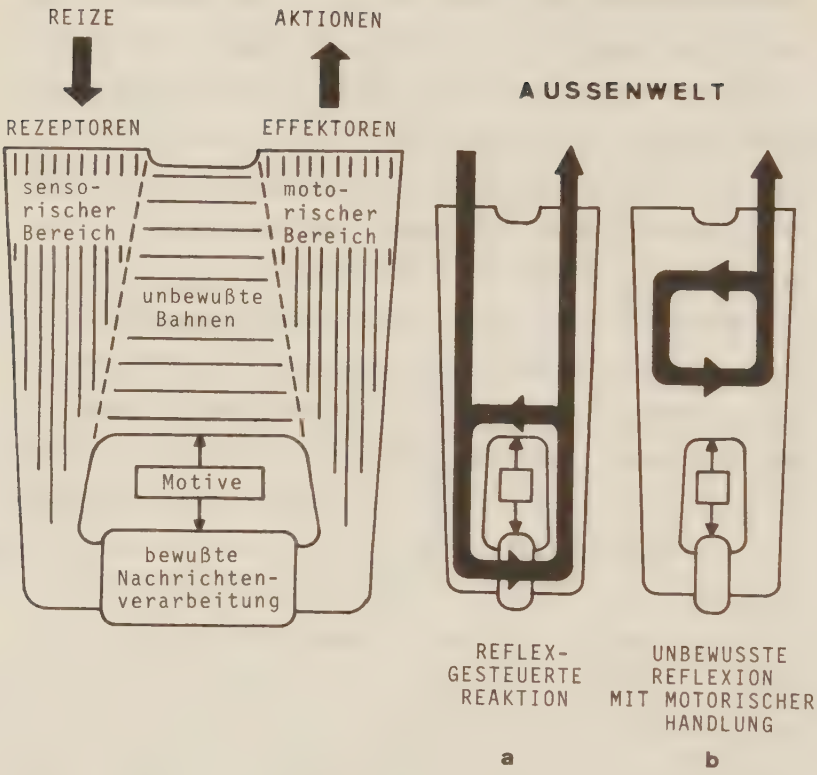


Abb. 1: Kybernetisches Schema zum Informationsfluß im Menschen (nach KOBES[61]).

a = Ablauf des bewußten Kauvorganges mit kortikaler Beteiligung,

b = Ablauf von Reizentstehung und Aktion beim Bruxismus.

"Im Bereich des Desmodonts angeordnete Pressorezeptoren werden beim initialen, kortikal gesteuerten Tast- und Schluckkauvorgang erregt und die Erregung über das Ganglion Gasseri, den sensiblen Nukleus in der Rautengrube, die Lemnisci lat. zum Hypothalamus, dem Zentrum für reflexgesteuerte Bewegungsabläufe weitergeleitet. Von hier aus erfolgt die Information an den Cortex im Bereich des Gyrus praecentralis. Das Ergebnis des Tastkauvorganges wird analysiert und die gespeicherten Programme für den dann weitgehend reflektorisch ablaufenden Kauvorgang eingespeist. Diese Programmabläufe sind vom Cortex her unterbrechbar. Um den Arbeitsaufwand den Gegebenheiten anzupassen, wird zwischen den agonistischen und antagonistischen Kaumuskeln durch hemmende und erregende Interneurone über die Muskelspindeln eine gebremste Funktion aufgebaut. Die gegenseitige Beeinflussung ermöglicht erst die gezielte, ökonomische Leistung und ist die Voraussetzung für den notwendigen Schutz vor der Selbstzerstörung" (KOBES (61)), (Abb. 1).

2.3 Okklusion beim Kauen und Schlucken und deren Bedeutung im neuromuskulären Reflexablauf

Schon 1897 und 1900 studierte HESSE (48) okklusale Zahnkontakte mit Hilfe eines Bleistiftes in einer Zahnlücke und einer empfindlichen Schicht auf den Antagonisten. JANKELSON et al. (51) machten 1953 Messungen des Zahnkontaktvorganges in Prothesen mit antagonistischen Vollkronen und angelegter Spannung. ANDERSON und PICTON (6) wiesen 1957 mittels elektrischer Stromkreise in Amalgamfüllungen nach, daß die Zähne während des Kauens Kontakt haben können.

Ein großer Fortschritt war die Entwicklung der Radiotelemetrie, durch welche mit Hilfe von Radiosendern in Brückenzwischengliedern und in Sektoren eingeteilten Höckerabhängen das okklusale Kontaktmuster ohne störende Zuleitungsdrähte beobachtet werden konnte (GILLINGS, KOHL, GRAF 1961 (32)). Die telemetrischen Untersuchungen eröffneten zusammen mit elektromyographischen Untersuchungen neue Erkenntnisse. So wiesen GRAF und ZANDER (39) nach, daß während des Kau- und Schluckaktes im natürlichen Gebiß okklusale Kontakte auftreten.

BREWER und HUDSON (16) fanden dasselbe für Prothesenträger. SHEPPARD und MARKUS (110) gaben die Zeit des Zahnkontakts mit 19,5 % der Zeit einer Kaubewegung, abhängig von den gekauten Lebensmitteln an, was MØLLER (74) bestätigte und dafür eine Zeit von 125-150 ms angab. Die Okklusionskontakte erfolgen sowohl punktförmig als auch als sagittale und transversale Gleitkontakte (GLICKMAN et al. (36), PAMEIJER et al. (91), ADAMS und ZANDER (1)).Dabei nimmt sowohl die Zahl der lateralen als auch der interkuspidalen Kontakte gegen

Ende des Kauzyklus, abhängig vom Kaugut, zu (ADAMS u. ZANDER (1)).

SUIT et al. (118) fanden Gleitkontakte beim Kauen sowohl beim Öffnen (55,9 %) als auch beim Schließen (60,5 %). Gute und schlechte Okklusion konnte jedoch aufgrund der Häufigkeit und Länge von Gleitkontakten nicht unterschieden werden.

Die Zahnkontakte beim Kauen erfolgen am häufigsten in habitueller, relativ häufig in lateraler (ADAMS und ZANDER (1), HADDAD et al. (42), PAMEIJER et al. (92))und am seltensten in retrudierter (zentraler) Okklusionsstellung (PAMEIJER et al. (92), BRION et al. (18), GRAF und ZANDER (39)). Nach MØLLER (74) findet Zahnkontakt zuerst im Bereich der Molaren, dann in allen Bereichen und schließlich im Bereich der Incisiven statt. Die Leerlaufseite geht der Kauseite ungefähr 30 ms im Kontakt voraus, was durch Kippung der Mandibula erklärt wird.

Beim Schlucken finden sich widersprüchliche Ergebnisse.

So fanden GRAF und ZANDER (39) Zahnkontakte während des Schluckens und Säuberns in retrudierter Kontaktposition und BUTLER und ZANDER (20) während des Schluckens und in der Endphase des Kauaktes.

PAMEIJER et al. (89) fanden, daß Zahnkontakte beim Schlucken in zentrischer Okklusion und ganz selten in zentrischer Relation (182:5) erfolgten, was auch HADDAD et al. (42) bestätigen konnte.

Sogar nach Elimination von zentrischen Vorkontakten durch Einschleifen fanden PAMEIJER et al. (90), HADDAD et al. (42) und GLICKMAN et al. (36) keine öftere Verwendung der zentrischen Relation beim Kauen und Schlucken, und GLICKMAN et al. (35)

fanden beim Vergleich von okklusalen Rekonstruktionen in zentrischer Relation und zentrischer Okklusion eine Tendenz zur Beibehaltung der zentrischen Okklusion. KERR et al. (58) geben die Häufigkeit des Schluckens beim sitzenden Menschen mit 20-40 pro Stunde an, sowie eine Reduktion um 50 % beim Liegen auf dem Rücken.

Nach RAMFJORD (99) stören okklusale Interferenzen oder vorzeitige Kontakte im retrusiven Bereich das Muskelkontraktionsmuster (im EMG) beim Schlucken, aber die Mastikation wird dabei nicht merklich beeinflußt. Bei der Umwandlung einer durch einseitigen Gruppenkontakt geführten Okklusion in eine Eckzahnführung fanden BUTLER und ZANDER (20) eine signifikante Reduktion der Kontakte. McLEAN et al. (73) untersuchten den Einfluß der Körperhaltung auf die Okklusion und fanden, daß bei freiwilligem Kieferschluß keine bemerkenswerte Änderung des okklusalen Kontaktmusters resultierte. Elektrische Stimulation der Kieferschließer jedoch ergab eine Zunahme in der Schließkraft und einen Mesialshift von okklusalen Primärkontakten, wenn der Körper in eine aufrechte Position gebracht wurde. Zahnkontakte beim Schlucken können von kurzer bis sekundenlanger Dauer sein. BUTLER und STALLARD (19) berichten von Zahnkontakten bis zu 17 Sekunden Dauer unter emotionellen Reaktionen und Stress sowie häufigen und lang anhaltenden Kontakten in Schlußbißstellung beim Lesen. POWELL (96) gibt an, daß Zahnkontakte mit leichtem Schlaf assoziiert sind und meist mit Körperbewegung und Perioden von Ruhelosigkeit zusammenfallen (POWELL und ZANDER (97)). Nach DRECHSLER et al. (22) ist "die optimale koordinierte Funktion der einzelnen Muskeln, die an der Okklusionsbewegung

des Mundes beteiligt sind, bei jedem Menschen als Muster in Form eines motorischen dynamischen Stereotyps in Rindenstrukturen der sensorimotorischen Area festgelegt. Die Anpassung dieses Stereotyps wird durch fortwährend sich im Spiel befindende reflektorische Mechanismen inhibitorischer und exzitatorischer Art (feed-back-system) verwirklicht. Eine wichtige Rolle bei all diesen Vorgängen spielt das Niveau der Exzitabilität der Hirnrinde, das durch die Tätigkeit unspezifischer afferenter mesenzephalocorticaler Systeme (aktivierendes aszendentes Retikularsystem) bestimmt wird."
Wenn die Zähne beim Kieferschluß zusammenkommen, so kann man im EMG eine kurzzeitige Aktivierung der UK-Elevatoren beobachten, welche von einer "silent period", d.h. einer Periode ohne EMG-Aktivität, gefolgt wird. Außerdem kann es anschließend nochmals zu Phasen zu- und abnehmender EMG-Aktivität kommen. Dieser Effekt wird auf die Tätigkeit und das Zusammenwirken parodontaler Mechanorezeptoren und Rezeptoren in Muskeln (Reizung der Spindelzellen) und der Gelenkkapsel zurückgeführt (MATTHEWS (72), HANNAM et al. (44, 45), GRAF und ZANDER (39), DRECHSLER et al. (22)).
Die Stimulation der Rezeptoren hemmt die Aktivität bestimmter Motoneurone der Kieferschließmuskeln im motorischen Trigeminuskern und bildet einen sensorischen Rückkopplungsmechanismus für die Okklusion (KAWAMURA (54)).Eine Synchronität zwischen dem Aktivitätsmuster der Muskeln, der Zeit des Zahnkontaktes sowie der silent period wurde von BRENMAN et al. (13) beobachtet. Er mißt für die EMG-Aktivität nach Zahnkontakt bis Beginn der silent period 6-35 ms, SCHÄRER et al. (105) 25-60 ms, für die Dauer der silent period vor okklusalem Einschleifen 5-50 ms

und nach dem Einschleifen in Übereinstimmung mit AHLGREN (2) 15-20 ms.

TOYOKA et al. (120) berichten von Untersuchungen über mittels Overlays artefiziell erzeugten Primärkontakten, nach deren Einsetzen die EMG-Aktivität abnahm. Die Dauer der silent period nahm zu, reduzierte sich jedoch nach zwei Tagen fast wieder auf den ursprünglichen Wert.

Okklusale Interferenzkontakte bewirken demnach einen großen Prozentsatz inhibitorischer EMG-Antwort in Form einer Pause. "Das beweist, daß der zugrundeliegende neuromuskuläre Mechanismus die möglichen schädigenden Effekte deflektiver okklusaler Kontakte durch seine hochsensible, sich selbst schützende muskuläre Antwort vermeiden kann. Sein nociceptiver Charakter kann mögliche Gewebsschäden verhindern. Trotzdem kann man den möglichen schädigenden Effekt okklusaler Interferenzen während unbewußter, dauernder UK-Bewegungen, wie z.B. Bruxismus, nicht außer Acht lassen" (SCHÄRER et al. (105)).

Nach KFRAFT (68) "nimmt beim Einschlafen die spontane Willküraktivität der Kaumuskeln progressiv ab und erlöscht in den sog. orthodoxen oder ruhigen, mittleren bis tiefen Schlafstadien. Dagegen tritt während den sog. paradoxalen oder aktiven Schlafstadien erneute Aktivität mit desynchroner Hirnerregung auf. Es kommt offenbar unter Fortfall der übergeordneten Steuerung zur Manifestation stärkerer, nicht symmetrisch geordneter Muskelaktivität. Dies zeigt sich bei Kiefergelenkkranken stärker als bei Gesunden, was in einem Circulus vitiosus den Kiefergelenkszustand verschlechtern kann."

SCHULTE (107) beschreibt den möglichen Zusammenhang zwischen Schlaflage und Entstehung von Parafunktionen:

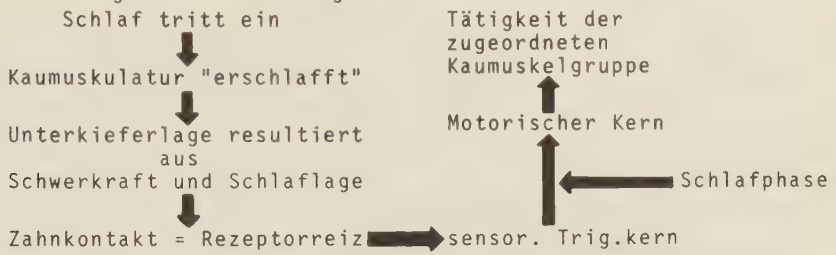


Abb. 2: Schlaflage und mögliche Entstehung der Parafunktionen(nach SCHULTE(107)).

Im Schlaf kommt es bei bestimmten Lagen zu "passiven" Zahnkontakten, die dann Leermastikationen im Kontaktbereich auslösen. Bei Untersuchungen über die Beeinflussung der nächtlichen Kaumuskelaktivität durch Okklusionsstörungen finden FUCHS et al. (27) eine erhöhte Aktivität einzelner Muskeln. "Um jedoch eine Erhöhung des neuromuskulären Erregungszustandes der gesamten Kaumuskulatur zu bewirken, müssen Störfaktoren offenbar eine längere Zeit einwirken."

Nach GRIFFIN und MUNRO deuten die teilweise Unterdrückung der inhibitorischen Reflexe und das Fehlen der silent period bei Patienten mit Myoarthropathie-Symptomen sowie die atypische EMG-Aktivität der UK-Elevatoren auf eine tiefgreifende Störung des neuromuskulären Gleichgewichts im Kauorgan hin (MÖHLBRADT (77)). "Danach kommt es infolge okklusaler Disharmonien zu Torsionen im Bandapparat des Kiefergelenks und zur Aktivierung der Formatio reticularis, die ihre hemmenden Einflüsse auf den Nucl. supratrigeminalis verstärkt. Die Hemmfunktion dieses Kerngebietes wird dadurch geschwächt, so daß nunmehr die bahnenden Impulse aus dem EPS überwiegen. Es resultiert daraus ein erhöhter kontraktiler Tonus der Kaumuskulatur, der schließlich zu Muskelspasmen und Myogelosen führt" (MÖHLBRADT (77)).

Auf die primäre Bedeutung zentralnervöser Faktoren, speziell höherer Hirnzentren in der Genesis von Bruxismus weist SCHÄRER (104) hin.

FRÖHLICH, E. (25) betont, daß für das Zustandekommen von Parafunktionen die peripheren tiefensensorischen Ursachen ebenso wichtig wie die psychischen Hintergründe sind.

Und nach DRUM (23) werden Kompensationsbewegungen zur Beseitigung einer Störung in übertriebener Weise fortgesetzt, da es "das automatische Kontrollsystem nicht unterscheiden kann, ob die Beseitigung einer Störung möglich ist oder nicht."

PAMEIJER et al. (92) beschreiben Bruxismus als Muster aus gleichmäßigen, sich wiederholenden Schleifkontakten, welche sich von dem zufälligen Muster der Mastikation unterscheiden.

2.4 Kinesiologie der Okklusion

Die Beziehungen zwischen den verschiedenen mit der Okklusion verbundenen Faktoren werden klassisch ausgedrückt in der sog. Hanau'schen QUINT oder der Formel nach THIELEMANN: Ausgeglichene Okklusion ist gleich dem Produkt aus Kondylenführung und Schneidezahnführung dividiert durch das Produkt von Höckerwinkel, Spee'scher Kurve und Okklusionsebene (RAMFJORD und ASH (100)). Die Geometrie der UK-Bewegungen war Gegenstand der klassischen Artikulationslehre, wobei besonders BONWILL, BENNETT, GYSI, SCHRÖDER, REHM und HÄUPL zu nennen sind (KÖRBER, K.H. (65)).

Für die Öffnungsbewegung des UK sind zwei Hauptkonzepte zu nennen (NYFFENEGGER et al. (86)):

- Die Gysi-Theorie: Es gibt keine Öffnungsscharnierachse. Die Öffnungsbewegung des menschlichen UK ist kinesiologisch so kompliziert, daß es kein vom Menschen erdachtes Gerät vermag, sie nachzuahmen.

- Die Hinge-Achsen-Theorie: Es gibt eine eindeutig feststellbare und reproduzierbare Scharnierachse für die Öffnungsbewegung des UK.(Zuerst von FISCHER beschrieben, dann von McCOLLUM und McLEAN ebenfalls bestätigt).

Eine neuere Untersuchung von NYFFENEGGER et al.1971 (86) zeigt, daß es bei passiven Öffnungsbewegungen eine stationäre, nicht veränderliche, immer reproduzierbare Rotationsachse gibt. Die Achse der habituell-physiologischen aktiven Öffnungsbewegung stellt eine im Raum wandernde Achse dar, deren Ausgangspunkt zu 23 % in der Retrusionskontaktstellung und zu 77 % in einer neuromuskulär bedingten Stellung zwischen RKP und IKP liegt, und je zur Hälfte stationär und veränderlich ist.
Die Okklusion der Zähne findet bei 10 % der Menschen in zentraler Relation und bei 90 % in zentrischer (habitueller) Okklusion statt. Die Differenz beträgt durchschnittlich 0,1-1 mm, kann jedoch noch beträchtlich größer sein (BAUER und GUTOWSKI (9)). Eine Bewegung von zentraler Relation in zentrische Okklusion bezeichnet man als Gleiten in Zentrik (RAMFJORD und ASH (100)) (Longcentric). JANKELSON (50) beschreibt eine sog. myocentrische Position, die vor der zentralen Relation liegt. Sie wird mittels des Mandibularkinesiographen (Myo-Monitor) bestimmt. Nach NOBLE 1975 (85) variiert diese Position jedoch auf der rechten wie auf der linken Seite des Patienten und ist durch wiederholte Registration am selben Patienten nicht reproduzierbar.
Der UK kann in der sagittalen, horizontalen und frontalen Ebene Grenzbewegungen ausführen, d.h. Bewegungen, die reproduzierbar sind (POSSELT (94)). Die Grenzbewegungen in sagittaler Ebene wurden von POSSELT beschrieben und sind als POSSELT'sches Dreieck bekannt. Grenzbewegungen in horizontaler Ebene erhält man beim Aufzeichnen des Schneidezahnpunktes in Form des

"Gotischen Bogens". Bei Kombination des POSSELT'schen Dreiecks mit dem Gotischen Bogen und Berücksichtigung der Grenzbewegungen in frontaler Ebene ergibt sich für die dreidimensionalen Bewegungen der sog. POSSELT-Klotz. Als wesentliche Okklusionskonzepte unterscheidet man (BAUER und GUTOWSKI (9), RAMFJORD und ASH (100)):

- Vollbalancierte Okklusion (bilaterale Mastikation): allseitige, gleichmäßige Kontaktmöglichkeit der Front und Seitenzähne in Okklusion u. Mastikation.
- Einseitig balancierte Okklusion (Unilaterale Mastikation): mit long centric und Gruppenkontakt auf der Arbeitsseite bei Lateralbewegungen.
- Organische Okklusion: Schließbewegung in der zentralen Relation mit gleichmäßigen punktförmigen Antagonistenkontakten und Diskludieren der Seitenzähne bei Protrusion und Eckzahnführung bei Laterotrusion.

Wesentliche Bedeutung bei der Lateralbewegung des UK unter Zahnkontakt hat die Bennetbewegung, eine mehr oder weniger starke Seitwärts- und/oder Aufwärtsbewegung des ruhenden Kondylus der Laterotrusionsseite.
Heute ist die UK-dynamik, d.h. die Lehre von den muskulären Kräften als Ursache aller Bewegungsformen in den Blickpunkt der Betrachtung gerückt (KÖRBER, K.H. (65)). Die lange in der Prothetik als konstant angesehene "Ruheschwebelage" des UK zeigt, wie sehr alle Bewegungen vom physiologischen Muskelgeschehen abhängen: "In dieser scheinbaren Ruhelage, der Lage einer Minimal- oder Restinnervation, führt der UK konstante Schwingungen aus, die alle Anzeichen der Skelettmuskelschwingungen

zeigen. Es finden sich Frequenzen von 5 bis 12 Hz Grundschwingungen und Oberwellen bis zu 120 Hz, manchmal sogar die überlagerte Pulsation" (KÖRBER, K.H. (65)).
Auch KRAFT (68) und KAWAMURA (54) berichten, daß die Ruheschwebe nicht einmalig und konstant ist. Die jeweilige Position des UK entspricht einer resultierenden aller einwirkenden Kräfte und kann sich genau wie andere physiologische Mechanismen ändern, z.B. durch Kopf- und Körperpositionen oder psychische Spannungen, und unterliegt dem sensorischen Rückkopplungsmechanismus. KRAFT (68) schlägt dafür den Begriff "Haltungsposition" (postural position) vor.
Bei freiwilliger Kontraktion der UK-Elevatoren wird der UK durch das vorkonditionierte Haltungsgefühl ("postural sense" nach MATTHEWS (72)) der Muskeln selbst und durch den sensorischen Rückkopplungsmechanismus der periodontalen Rezeptoren geführt, und man erhält bei reproduzierten Bewegungen fast identische Registrate (McLEAN et al. (73)). "Die Reflexmechanismen, welche die Mastikation bestimmen, scheinen primär durch die Tatsache, daß Zahnkontakt geschieht, bestimmt zu sein, und nicht wo und in welchem maxillomandibulären Verhältnis. Die Mandibula wird durch leichte, irreguläre, berührende Kontakte in der Interkuspidation geführt und bewegt sich in deren Grenzen, aber ohne auf ihnen zu gleiten. Dies schließt die Möglichkeit okklusalen Gebrauchs, verursacht durch Schleifen entlang inzisaler Höckerspitzen während funktioneller Bewegungen, aus. Aber nichtsdestoweniger zeigt es, daß die Zahngestalt die letzte Phase des Kieferschlusses durch reflektorische Führungen der Mandibula in ihre maximale Interkuspidation bestimmt."

Neuere elektronische Untersuchungen von HENERS (46) zur dreidimensionalen Bewegung des Unterkiefers mittels elektronischen Weg-Aufnehmern bestätigten die von POSSELT registrierten Bewegungsmuster und lassen die Aussage zu, daß im Gegensatz zur komplizierten geometrischen Bewegungsform der zeitliche Bewegungsablauf harmonisch verläuft.

BANDO et al. (8) beschreiben die Bewegung der Mandibula beim Schlucken und Sprechen als schrittweise Bewegung von einer stabilen Position zur nächsten und bezeichnen dies als "shifting phenomenon".

GILLINGS et al. (31) kommen mittels photoelektrischer Mandibulographie zu dem Ergebnis, daß die Probanden übereinstimmende und reproduzierbare individuelle Kieferbewegungsmuster beim Leerkauen und bei funktionellen Kauübungen haben, diese jedoch nicht aus der Analyse des Okklusalstatus vorausgesagt werden können. Jedoch ergaben sich große interindividuelle Unterschiede im Kaumuster.

BEWERSDORFF (11) jedoch fand bei elektrognathographischen Studien, deren Signale mit Hilfe eines Computers ausgewertet wurden, eine außerordentliche Variabilität des Kaumusters. Dies wird durch die überwiegend neuromuskuläre Steuerung der Kieferbewegung erklärt. Eine signifikante Korrelation ergab sich nur beim Zubeißwinkel.

KNAP et al. (60) entwickelten ein neues digitales System zur Analyse und Duplizierung von Kieferbewegungen. Dabei ist das Duplikatorglied identisch mit dem Sensorglied und ermöglicht mit einem genauen Modellübertragungssystem mit Hilfe eines Computers einen ermutigenden Level der Kieferbewegungsduplikation.

SUIT et al. (118) beschreiben ebenfalls ein "Case Gnathic Replicator" genanntes System, welches unter Einsatz eines Computers die Nachahmung von Kieferbewegungen mit Modellen ermöglicht.

Insgesamt ergibt sich ein sehr komplexes Reflexsystem sowohl in der Funktion als auch in der funktionellen Störung, dessen vereinfachte funktionelle Koordination aus dem Schema von FRÖHLICH, F. (26) hervorgeht (GERBER (30)):

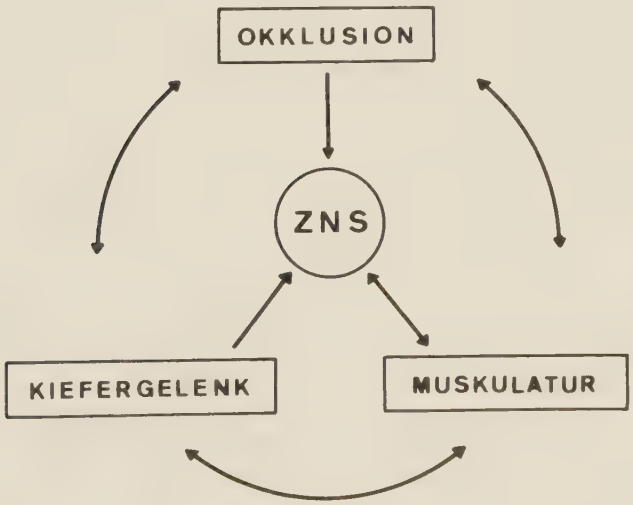


Abb. 3: Schematische Darstellung der funktionellen Koordination innerhalb des stomatognathen Systems (nach F.FRÖHLICH(26)).

2.5 Zahnbeweglichkeit, Traumatische Okklusion und Parodontale Reaktion

Aufgrund licht- und elektronenmikroskopischer Untersuchungen über den feingeweblichen Aufbau des Zahnes hatte man angenommen, daß ein unbelasteter Zahn sich in Ruhe befindet, und bei Belastung durch den Kauakt sowie durch Wangen-, Lippen- und Zungendruck aufgrund seiner funktionell orientierten, syndesmotischen Verankerung in der Alveole in der Richtung der Kraft ausweicht. Dabei werden die Kräfte durch die kollagenen Fibrillenbündel und das parodontale Gefäßsystem, welches als hydraulische Bremse wirkt, aufgefangen. Nach Angaben von MÖHLEMANN (78) beträgt die physiologische orovestibuläre Beweglichkeit bis zu 0,1 mm, die axiale bis zu 0,04 mm. Die Drehachse, um welche eine Zahnbewegung stattfindet, ist nicht konstant, sondern abhängig vom Angriffspunkt der Kraft und liegt etwa im Bereich der Wurzelmitte und dem apikalen Wurzeldrittel (HOFMANN und DIEMER (49)).

1966 konnten HOFMANN und DIEMER (49) mit einem induktiven Wegaufnehmer eine Mikropulsation des Zahnes nachweisen, deren Schwingungsbilder Pulsperioden arterieller herznaher Gefäße entsprechen. Dadurch war der Nachweis erbracht, daß es eine physiologische Ruhelage des Zahnes nicht gibt. Aus den Untersuchungen von O'LEARY (87) geht hervor, daß bei Belastung jeder Zahn mit gesundem Parodont einen ziemlich spezifischen Bereich der horizontalen Beweglichkeit in 24 Stunden hat. Eine pathologisch erhöhte Zahnbeweglichkeit fand er bei Zähnen mit stärkerem vorzeitigem Kontakt, bei Zähneknirschen und Pressen, okklusalen Angewohnheiten, sowie eine vorübergehende

Zunahme nach großen Füllungen, Wurzelkanalbehandlungen, Extraktionen angrenzender Zähne und Traumen. Stärkste Zunahme der Beweglichkeit beobachtete er bei akuten Entzündungen des Parodontiums.

MÜHLEMANN et al. (80) sind der Auffassung, daß der "Grad der Zahnbeweglichkeit in enger Beziehung zum funktionellen Zustand des Parodonts steht. Normaler Kaudruck führt nur zu Spannungszonen in der Wurzelhaut, wobei vorwiegend hydrodynamische Faktoren eine Rolle spielen (81). Abnormer Kaudruck, besonders die Hypo- und Dysfunktion, führt zu einer reversiblen Zunahme der Beweglichkeit, verursacht durch anfänglich submikroskopische und später mikroskopische Veränderungen in den Fasern der Spannungszone. Diese mikroskopischen Parodontalschädigungen, welche klinisch durch Beweglichkeitsmessungen festgestellt werden können, stellen okklusale Traumata dar. Nachgewiesen wurde auch eine allgemeine erhöhte Zahnbeweglichkeit während der Schwangerschaft. Bei Personen mit nächtlichem Bruxismus ist die Zahnbeweglichkeit am Morgen stärker als später am Tage.

ROSS (103) bezeichnet die Okklusion als am günstigsten, wenn die Kontakte klein und symmetrisch angeordnet sind und die Kräfte in einer vertikalen, längs der Zahnachse wirkenden Richtung auftreten. Produzieren die okklusalen Kontakte ungünstige okklusale Kräfte und sind die periodontalen Strukturen empfindlich, so tritt ein okklusales Trauma auf, welches in fortgeschrittenem Knochenverlust und excessiver Zahnmobilität resultieren kann.

Nach SPRANGER und WEBER (116) spielt die intraalveoläre Ausweichbewegung des Zahnes die tragende Rolle bei allen Funktionsstörungen traumatisierter Parodontien, vor allem bei der Belastbarkeit.

"Zähne mit vorzeitigem Kontakt machen eine Intrusion oder Torsion mit und weichen so dem Kontakt aus. Es gibt praktisch keine reine axiale Bewegung des Zahnes ohne Horizontalschübe an irgend einem Teil des Parodonts". Dies erschwert die Diagnose von nicht sehr stark ausgeprägten vorzeitigen Kontakten und okklusalen Interferenzen: "Dickes Artikulationspapier und Okklusal-Indikatorwachs führt zu einer erheblichen Verzerrung der sagittalen und horizontalen Schubkomponenten und damit zu einer intraalveolären Ausweichbewegung des Zahnes. Allein die Okklusionsprüffolie aus leicht verformbarem Polycarbonat (0,01 mm Dicke) zeigte der Okklusionsbelastung ähnliche Schubkomponenten".

"Zahn und Zahnhalteapparat reagieren gegenüber definierten Kräften mit einer degressiven Verformung, die bei Kraftnachlaß sich bis auf eine Restverformung zurückbildet (HENERS (47)). RAMFJORD und ASH (100) definieren einen vorzeitigen Kontakt als "einen okklusalen Kontakt oder eine Interferenz, die vorkommt, bevor eine ausgeglichene und stabile Lage der Kiefer zueinander in zentrischer Relation oder in zentrischer Okklusion oder in einem Gebiet zwischen diesen beiden Positionen erreicht ist". Und "okklusale Interferenzen sind okklusale Kontakte, die glatte, gleitende, harmonische Kieferbewegungen unter Kontakt der Zähne hemmen oder verhindern". Den Ort der verursachenden Okklusions- oder Bewegungsstörung nennt MOHLEMANN (79) die traumatogene Zone, und das Gebiet, wo der Schaden sichtbar wird, die traumatisierte Zone. Durch Untersuchungen an 12-16-jährigen findet SIEBERT (111), daß okklusale Interferenzen durch Frühkontakte und das Fehlen der Disklusion entstehen.

SCHULTE (108) stellt heraus, daß vorzeitige Kontakte im natürlichen Gebiß, Schliffacetten im Okklusionsfeld und überhöhte Füllungen und Kronen als Störzonen bezeichnet werden müssen, welche bei den Myoarthropathien, die mit einer Seitenabweichung bei maximaler Mundöffnung einhergehen, und einseitige Vorschub- und Lateralbewegungen bzw. entsprechende Parafunktionen zur Beseitigung dieser Störzonen, eine dominierende Rolle spielen. Nach Untersuchungen von MANGELS (71) und SCHNELL (106) führen "Bißerhöhungen von 0,1 bis 0,15 mm nicht zu pathologischen Veränderungen im Kauorgan, wohingegen solche von 0,25 mm bereits irreparable Schäden in der Kaumuskulatur zur Folge haben können" und in der täglichen Praxis häufig als Folge von unpolierten Amalgamfüllungen oder unsachgemäß eingegliederten Gußfüllungen, Kronen, Brücken und Prothesen vorkommen.
BRILL et al. (17) meinen sogar, daß kleine Veränderungen in der Form von Suprakontakten von ein paar Hundertstel Millimeter von einem Patienten wahrgenommen werden können, was "manchmal der kritische Faktor sein kann, der ein harmonisches Zusammenspiel zwischen Okklusalflächen und dem nervösen System stört". KOECK und SANDER (62) weisen darauf hin, daß auch "ein verstärktes sagittales Gleiten zwischen habitueller Interkuspidation und retraler Kontaktposition zu parodontalen Schäden aufgrund transversaler Kraftresultanten, die an den Schrägflächen der Okklusalflächen entstehen, führen kann". Bei Fehlkontakten während Protrusion und Retrusion kann ebenfalls ein Knochenabbau resultieren.

"Da okklusale Belastungen des Zahnes auf Höckerabhängen und damit auf Schrägflächen erfolgen, resultieren kombinierte Belastungsrichtungen mit rotatorischen Komponenten, wie sie vor allem von KROGH-POULSEN aufgezeigt worden sind. Mithin ist von rein axialer Belastung unter diesen Bedingungen schwerlich zu sprechen" (SPRANGER (115)). "Trotzdem ist okklusale Dysharmonie auf keinen Fall gleichbedeutend mit traumatischer Okklusion, denn eine Kombination von neuromuskulärer Adaptation und parodontaler Resistenz kann Unregelmäßigkeiten der Okklusion kompensieren".

Unterschiedliche vorzeitige Kontakte können sich nach SCHULTE (109) dadurch ergeben, daß "bei starker, vor allem generalisierter, marginaler Parodontitis die mitunter täglich wechselnden Entzündungsgrade zu wechselnden temporären Positionsänderungen der Zähne im µm-Bereich führen und dadurch alle klinischen und instrumentellen Methoden der Okklusionsdiagnostik für vorzeitige Kontakte versagen können".

KÖRBER, K.H. (66) unterscheidet zwei verschiedene Auswirkungen eines Vorkontaktes in der Endphase der UK-Bewegungen: "Bei der ersten Art schlägt die Zahnreihe im Vorkontakt zusammen und gleitet dann in die zentrische, d.h. mechanisch-stabile Okklusion hinein. Bei der zweiten Art weicht durch die Energie des Kontaktstoßes der okklusionsgestörte Zahn durch erhöhte Beweglichkeit aus, und der UK setzt seine Bewegung bis zum Simultankontakt fort. Oft wird der UK auch in eine sog. Zwangsokklusion geführt, d.h. der Vorkontakt wirkt als Schlußstörung weiter".

Nach MOHLEMANN (81) wird "das okklusale Traume klinisch an der erhöhten Zahnbeweglichkeit erkannt. Durch funktionelle Störungen verursachte abnormale Parodontalbelastungen können nur zu einem Schaden im Desmodontalbereich führen, nie jedoch zu Entzündungen der Gingiva. Durch abnorme Belastungen werden lediglich erhöhte Zahnbeweglichkeit sowie radiologische Triangulationen am marginalen Alveolarknochen beobachtet. Sind aber bereits supra- bzw. infraalveoläre Taschen vorhanden, wird durch abnorme Parodontalbelastung der vertikale Knochenschwund (Bildung infraalveolärer Taschen) gefördert bzw. verstärkt".
Auch ORBAN (88) schreibt: "Es gibt keinen Beweis dafür, daß entweder gingivale Veränderungen oder Taschenbildung als Folge von Okklusionstraumatismus eintreten, noch können girlandenförmige Zahnfleischsäume oder Spalten zu Okklusionstraumata in Beziehung gesetzt werden (DIEDRICH (21)). In der akuten Phase von Okklusionstraumatismus tritt eine Kompression, sogar eine Quetschung des Parodontalligaments an der Druckseite ein, mit Hämorrhagie, Thrombose und Nekrose, sowie Streckung an der Zugseite. In der chronischen Phase besteht eine Parodontalligamenthyperplasie. Dies kann sich klinisch in Lockerung zeigen ... Die physiologische Reaktion des Alveolarknochens auf mäßigen Druck besteht in Resorption und bei mäßigem Zug in Apposition ... Wenn die traumatogenen Kräfte jedoch weiter wirken oder wenn die Reaktion des Patienten ungenügend ist, kann sich eine trichterförmige oder gleichmäßige Erweiterung des Parodontalligaments ergeben. Röntgenologisch kann bei okklusalem Traumatismus eine Erweiterung des Parodontalligamentspaltes sowie gelegentlich der apikalen und Gabelungsgebiete gefunden werden".

POSSELT et al. (95) beobachten als röntgenologische Zeichen traumatischer Okklusion Parodontalspalterweiterungen, Verdickungen der Lamina dura, Hyperzementose und Wurzelresorption.

MUTSCHELKNAUSS (82) führt an, daß traumatische Okklusion Ursache für Verspannungen und Dysfunktionen der Kaumuskulatur sein kann und häufig zu funktionellen Störungen im Kiefergelenk führt. Ebenfalls kann ein Okklusionstrauma an einem einzelnen Zahn pulpitische Reizungen hervorrufen, so daß die differentialdiagnostische Abgrenzung zur echten Pulpitis schwierig ist.

RAMFJORD und ASH (100) und GLICKMAN (34) stellen fest, daß traumatische Okklusion keine Entzündung der Gingiva hervorruft und keine Zahnfleischtaschen erzeugt, wenn keine lokalen Oberflächenreize vorhanden sind. Das Entstehen von Gingivitis und Zahnfleischtaschen erfordert die Anwesenheit lokaler Reize wie Zahnstein, food debris und Plaques mit ihren Stoffwechselprodukten (STALLARD (117)).

MÖHLBRADT (76) beschreibt die Beziehungen des Primärkontaktfaktors zu den drei Kardinalsymptomen der entzündlichen Zahnbetterkrankung, der Zahnlockerung, Zahnfleischtaschentiefe und Zahnfleischentzündung, und kommt ebenfalls zu dem Ergebnis, daß dieser "auf doppelte Weise in das parodontale Krankheitsgeschehen eingreift: einmal, indem er aufgrund seiner traumatogenen Potenz lockerungserhöhend wirkt, und zum zweiten, indem er die Entzündung im marginalen Parodontium zu intensivieren vermag.

REICHBORN-KJENNERUD (101) behauptet sogar, daß das "einzige Symptom, das infolge klinischer Beobachtungen, histologischer Studien und Experimente definitiv andeutet, daß pathologische Verhältnisse im Perizementum vorliegen, die Dumpfheit bei der Perkussion der Zähne ist. Wenn Perkussionsdumpfheit registriert werden kann, liegt immer eine fühlbare oder sichtbare pathologische Beweglichkeit der Zähne vor. Ob die Oberfunktion, die zu der pathologischen Veränderung im Perizementum geführt hat, durch vorzeitige Kontakte, okklusale Dysfunktionen, Kauhabits, orthodontische Geräte, prothetische Konstruktionen, Reduktion der Widerstandsfähigkeit des Periodontiums infolge parodontaler Störungen oder anderen Faktoren, verursacht wurde, beeinflußt die Diagnose nicht".

3. SPEZIELLE SCHRIFTTUMSOBERSICHT

3.1 Die Auskultation

Mit der Erfindung des Stethoskops durch LEANNEC 1816 (70) wurde in der Medizin das Verfahren der Auskultation und Perkussion begründet. Schon 1829 stellte WILLIAMS das erste binaurale Stethoskop vor, und ALISON (4) entwickelte 1858 ein binaurales Instrument, welches er differential stethosphone nannte.

NICOLAI (84) erkannte 1936 den dreidimensionalen Klangeffekt und nannte es deshalb Stereostethoskop. Die Perkussion und Auskultation ist in der Medizin heute nicht mehr wegzudenken. Dagegen ist die Auskultation in der Zahnmedizin bis heute nicht üblich, und sie wird in den Lehrbüchern nur nebenbei erwähnt. So schreiben GOLDMANN et al. (38), daß "bei der Perkussion eines gesunden Zahnes mit einem Metallinstrument ein metallischer Klang entsteht, wohingegen ein von entzündetem Gewebe umgebener Zahn dumpf und flau klingt".

Erste Studien von STEWART 1953, INGLE 1957, SCHWARTZ 1959 und SILVERMAN 1962 machten auf den Gebrauch des Stethoskops als Mittel für die Auskultation okklusaler Geräusche zur Diagnose okklusaler Störungen aufmerksam (BRENMAN (12)).

SILVERMAN (112) führt aus:Eine ideal äquilibrierte Okklusion sendet einen scharfen Stakkato-Laut aus ... Eine schlecht äquilibrierte Okklusion sendet einen gedämpften, stumpfen Laut aus, es klingt weich und sehr leicht ... Manchmal kann man auch ein "Stolpern" oder "Reiben" der Zahnhöcker hören ... Der stumpfe, gedämpfte Laut vorzeitiger, deflektiver Kontakte

kann mit Hilfe des Stethoskops auf ein bestimmtes Gebiet lokalisiert werden ... Es ist sehr befriedigend, mit dem Stethoskop die Verstärkung der scharfen Stakkato-Laute der Okklusion zu hören, die durch die Äquilibrierung hervorgerufen wird ...

KÖRBER, K.H. (66) schreibt: Man prüft den reinen Klang, er entspricht gleichzeitigen Simultankontakten aller okkludierenden Stops. Doppelschlag: Dieser entspricht einem vorzeitigen Kontakt. Interferenzmuster, d.h. mehrere Doppelschläge, deuten auf weitere Okklusionsstörungen hin. Die akustische Okklusionsdiagnostik prüft den gleichzeitigen Kontakt aller okkludierenden Stops. Die Anzahl aller okkludierender Stops kann dagegen akustisch nicht festgestellt werden ... Okklusionsinterferenzen ... hört man am sog. Interferenzgeräusch, das sich als unsauberes Geräusch deutlich vom klaren, reinen Klang der Simultankontakte unterscheiden läßt.

3.2 Das Stereostethoskop

Noch genauere Angaben macht WATT (122, 134). Mit Hilfe des normalen Stethoskops ist es möglich, zwischen stabilen und instabilen Okklusionskontakten der Zähne zu unterscheiden, wobei die Stabilen klare, schlagartige (impact) Töne kurzer Dauer erzeugen und die Instabilen dumpfe, gleitende Töne. Ferner unterscheidet er laute und leise Töne sowie verschieden zusammengesetzte (s.S.36 Abb. 5). Die Lokalisierung des ersten Zahnkontaktes bei komplexen Tönen ist jedoch mit dem konventionellen Stethoskop schwierig, da der Untersucher ein sehr gutes akustisches Gedächtnis benötigt, um z.B. Inten-

sitätsunterschiede zwischen rechts und links nacheinander zu unterscheiden. Erschwerend kommt die unterschiedliche akustische Impedanz von menschlichem Weichgewebe und Knochen nach v.GIERKE (121) hinzu.

Bei Verwendung eines Stereostethoskops nach WATT ist der Untersucher dagegen wohl in der Lage, zwischen rechts und links zu unterscheiden. Wenn er hinter dem Patienten steht und symmetrische Abnahmepunkte hat, hört er die Okklusionsgeräusche in der gleichen Weise, wie sie der Patient vernimmt, und kann sogar den ungefähren Ort der Störung angeben. Voraussetzung ist natürlich ein normales Hörvermögen des Untersuchers auf beiden Ohren. Da das menschliche Gehör nach KERR (59) kleine Differenzen wie 0,000 032 s bei Tonempfindungen unterscheiden kann, wäre es theoretisch sogar möglich, einen 0,04 mm starken Vorkontakt nahe der taktilen Schwelle unter Berücksichtigung einer Kieferschließgeschwindigkeit von 200 mm/s zu differenzieren, da dieser einen "impact" 0,000 2 s vor dem Kontakt der restlichen Zähne ergeben würde. Leider ist die Kieferschließgeschwindigkeit nicht konstant, denn der UK verlangsamt seine Geschwindigkeit kurz vor dem Kontakt (HANNAM et al. (43). Bei einer Schallgeschwindigkeit von 150 000 bis 160 000 cm/s in menschlichem Weichgewebe und 336 000 cm/s in frischem kompaktem Knochen ergibt eine Versetzung des Stethoskop-Ansatzstückes um 1 cm eine Zeitdifferenz von 0,000 03 s, was sehr dicht bei der Unterscheidungsschwelle des menschlichen Ohres liegt (WATT (134)). Eine genaue Lokalisation von kaum wahrnehmbaren Vorkontakten ist mit dem Stereostethoskop daher nicht möglich.

3.3 Visuelle Darstellung der durch die Okklusion erzeugten Schallphänomene

Nachdem 1952 EKENSTEN (24) eine Methode zur visuellen Aufzeichnung von Kiefergelenkgeräuschen beschrieb, gelang dies für die Darstellung von Okklusionsgeräuschen zuerst WATT 1963, 1966 (122, 124, 126) und BRENMAN 1958,1963 (12,14). Dabei prägte WATT den Begriff "gnathosonics" für das Studium der Schallphänomene, die vom mastikatorischen System erzeugt werden. BRENMAN und HATTLER (14) bezeichneten die visuelle Darstellung des beim Kontakt der Zähne erzeugten Schalls mit "occlusogram".

WEGGEN und GÜNTHER (139) führen 1970 für die Methode der Registrierung und Beurteilung der durch den Kaumechanismus hervorgerufenen Schallphänomene den Begriff "Phonognathographie" (PGG) ein, und bezeichnen das registrierte Kieferschallbild als "Phonognathogramm" (Pgg) und die verwendeten Geräte als "Phonognathographen" (Pg).

Das prinzipielle Vorgehen bei den einzelnen Autoren unterscheidet sich nicht. Der Schall wird im Bereich des Gesichts von Luft- oder Körperschallmikrofonen aufgenommen, verstärkt und mit einem Tonbandgerät auf Band gespeichert. Sofort oder zu einem späteren Zeitpunkt wird die auf dem Band gespeicherte Information über ein Aufzeichnungsgerät auf Papierstreifen o.ä. ausgeschrieben, oder auf dem Schirm eines Oszilloskops betrachtet bzw. fotografiert.

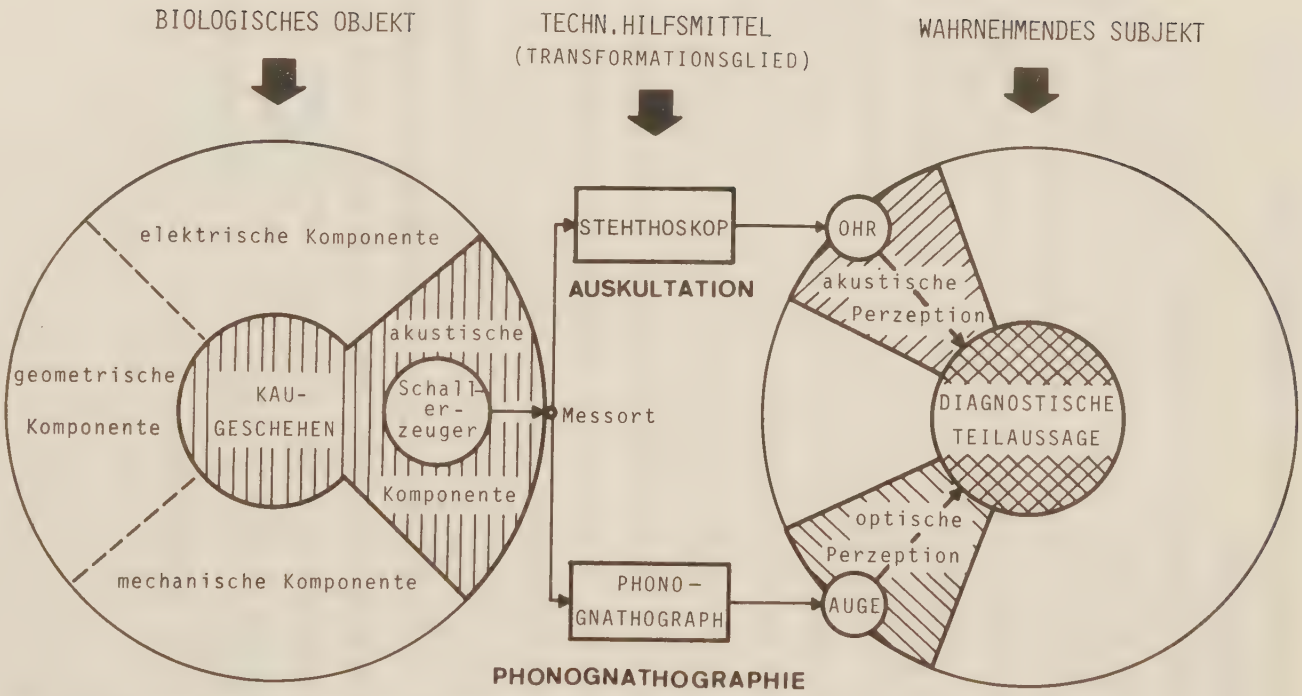


Abb. 4: Schema zur allgemeinen Aufgabenstellung und zur Funktion der Auskultation und Phonognathographie, modifiziert nach WEGGEN 1972 (138).

3.4 Allgemeine Aufgabenstellung der Auskultation und der Phonognathographie

"Die Auskultation und die Phonognathographie sind an die Existenz geeigneter Hilfsmittel gebunden und stellen die für die jeweilige Untersuchungsmethode charakteristischen Transformationsglieder zwischen biologischem Objekt und wahrnehmendem Subjekt dar" (WEGGEN 1972 (138)).

"Von der Art des technischen Hilfsmittels hängt es ab, in welcher Wahrnehmungsform sich die vom biologischen Objekt abgeleitete akustische Erscheinung transformiert. Trotz gemeinsamer biophysikalischer Grundlagen und trotz gleicher Zielsetzung ist diese Wahrnehmungsform für die Auskultation eine andere als für die Phonognathographie" (WEGGEN und GÜNTHER (139)), (Abb. 4).

"Die Aufgabe des bei der Phonognathographie zwischen informationsgebendem Objekt und informationsaufnehmendem Subjekt korrespondierenden technischen Hilfsmittels besteht im Prinzip also darin, die den Kau- oder Kieferschallvorgang beschreibende Amplituden-Zeit-Funktion dokumentationsfähig in optisch erfaßbarer Diagrammform darzustellen", und somit eine mathematisch-physikalische Interpretation zuzulassen (WEGGEN 1972, (138)).

Tab. I zeigt die Vor- und Nachteile der Auskultation und der Phonognathographie auf.

Tab. I: Vor- und Nachteile der Auskultation und Phonognathographie nach FRITZSCH aus WEGGEN (138)

Auskultation	Phonognathographie
Vorteile	
- unmittelbar erlebnishafte Wahrnehmung - enge Verbindung zwischen Arzt und Patient - günstige Amplitudenbewertung durch Frequenz und Amplitudengang der Ohrempfindlichkeit - außerordentlich gutes Auflösevermögen für kleinste Schalldruckamplituden durch sehr niedrige Eigenstörungen des akustischen Perzeptionsmechanismus - hohes selektives Wahrnehmungsvermögen des akustischen Perzeptionsmechanismus bei bewußtem Hinführen auf interessante Teilerscheinungen - minimaler Aufwand an technischen Hilfsmitteln	- das Kieferschallbild wird in Form einer reproduzierbaren Frequenzanalyse gespeichert - durch die zeitliche Unabhängigkeit des Auswertungsvorgangs vom nur kurz dauernden Ableitungsvorgang ist die Zahl der verwertbaren Informationen größer - Dokumentationsfähigkeit und damit Vergleichbarkeit der Schallbilder und Einzelfälle - durch hohe Ablaufgeschwindigkeit des Registrierstreifens läßt sich das zeitliche Auflösungsvermögen der Methode soweit steigern, daß mit dem akustischen Perzeptionsmechanismus zeitlich nicht mehr trennbare Spaltungen und Doppelungen der Kautöne nachgewiesen werden können - akustisch nicht mehr wahrnehmbare tiefe Frequenzanteile sehr kleiner Amplitude lassen sich phonognathographisch nachweisen
Nachteile	**Nachteile**
- subjektive Wahrnehmung schließt dokumentationsfähige, math.-physik. Interpretation aus - keine exakte zeitliche Zuordnung bei simultaner Wahrnehmung mehrerer Komponenten der Kautätigkeit - zeitliches Auflösungsvermögen begrenzt - akustisches Gedächtnis notwendig	- Verlust der unmittelbar erlebnishaften Wahrnehmung - großer Aufwand an technischen Hilfsmitteln

3.5 Anwendungsbereich der Phonognathographie

Werden zwei Kiefermodelle in einen Artikulator gesetzt, so erhält man eine interokklusale Beziehung dieser Modelle, welche im Schlußbiß ein statisches Verhältnis beider zueinander darstellt. Dabei wird das dynamische Geschehen beim Kieferschluß, eine evtl. pathologisch abweichende Bewegung und das zwischen primärem Zahnkontakt und terminalem Kieferschluß liegende Zeitintervall (z.B. 30 ms) außer Acht gelassen (12).

Während die Wechselwirkung zwischen Muskeln und die temporomandibuläre Artikulation den Unterkiefer in die Position des Zahnkontaktes führt, wird von da ab die weitere Bewegung zum terminalen Kieferschluß durch die Höckerverzahnung (cuspal interaction) bestimmt. Der dynamische Augenblick zwischen primärem Zahnkontakt und terminalem Schluß sowie die folgende Öffnungsbewegung (disarticulation) ist von primär klinischer Bedeutung. Durch den bei der Okklusion erzeugten Schall erhält man klinisch einen Einblick in das ablaufende Geschehen. (BRENMAN (12)).

3.6 Klinische Zuordnung aufgezeichneter Schallsignale

Um die aufgezeichneten Schallsignale okklusalen Vorgängen zuordnen zu können, filmte WATT (126, 128) die terminale UK-Schließbewegung mit einer Rotations-Hochgeschwindigkeitskamera (Fastax 800-2000 Bilder/s). Er ordnete die aufgezeichneten Schallsignale den jeweiligen UK- und Zahnkontaktstellungen zu und fand dabei die in Abb. 5 dargestellten Analogien.

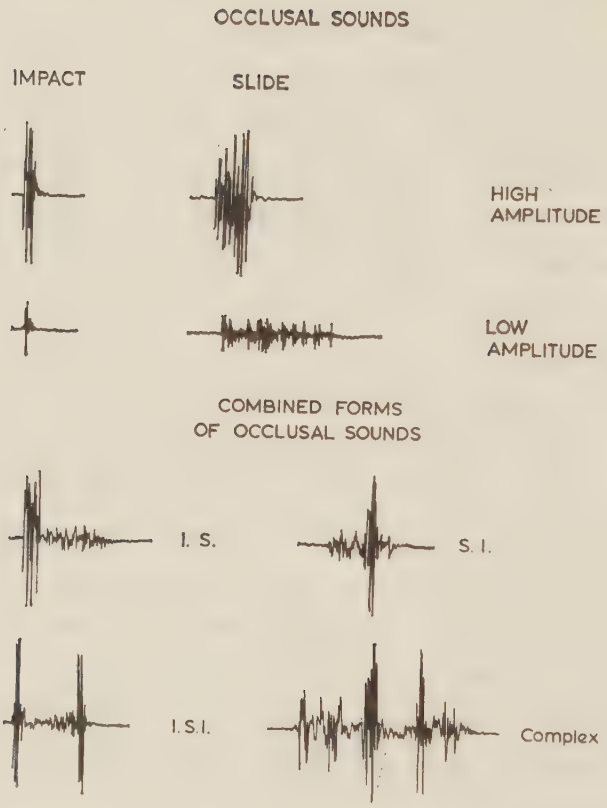


Abb. 5: Darstellung des okklusalen Schalls nach WATT 1968 (128).

Es ergab sich eine große Übereinstimmung zwischen Natur und Dauer der Zahnkontakte und den phonognathographischen Aufzeichnungen. Dabei lassen sich die auftretenden Okklusionsgeräusche in Aufbißgeräusche AG (Impacts I) von kurzer Dauer und in Gleitgeräusche GG (Slides S) von längerer Dauer mit jeweils großer oder kleiner Amplitude einteilen.

Aufbiß- und Gleitgeräusche können auch in verschiedenen Kombinationen auftreten (127, 138). Die kurzen Aufbißgeräusche AG bezeichnete WEGGEN (138) auch als "Kautöne" mit tiefen bis mittleren Frequenzen im Unterschied zu den Gleitgeräuschen GG, welche er als "Kaugeräusche" beschrieb und denen er mittlere bis hohe Frequenzen zuordnete.

Eine andere Einteilung stammt von BRENMAN et al. (15): Sie teilen das Frequenzmuster des Okklusograms in zwei Komponenten auf: α und β. Die α-Komponente (hochfrequent) stellt den vorzeitigen Kontakt gleitender Zahnoberflächen dar, und die β-Komponente (niederfrequent) wird durch den "impact sound" beim terminalen Schluß hervorgerufen.

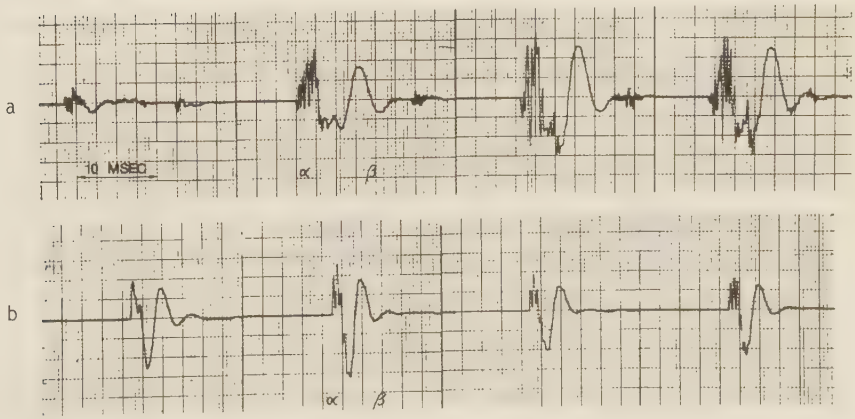


Abb. 6: Einteilung in α- und β-Komponenten nach BRENMAN[12].
a = schlechte Okklusion mit verlängerten α-Komponenten
b = nach dem Einschleifen mit reduzierten α-Komponenten

3.7 Klassifikation der Okklusion nach WATT

Um eine Klassifikation der Phonognathogramme nach WATT zu verstehen, muß zuerst WATT's Klassifikation der Okklusion (129, 132, 135) kurz erläutert werden. WATT geht davon aus, daß eine morphologisch richtige Okklusion nach ANGLE nicht unbedingt mit einer funktionell richtigen, d.h. interferenz- und beschwerdefreien Okklusion übereinstimmen muß. Er unterscheidet einerseits eine sog. "Muskelposition", welche balanciert oder nicht balanciert sein kann, und andererseits eine stabile und instabile "Zahn(kontakt)position".
WATT verwendet hier anstelle von balanciert und nicht balanciert auch die Bezeichnung zentrische und exzentrische UK-Position (124).
Idealerweise bringt eine balancierte Muskelaktivität die Zähne in der maximalen Interkuspidation in einen stabilen Kontakt. Stimmen "Muskelposition" und "Zahnposition" nicht überein, bringt z.B. eine balancierte Muskelaktivität die Zähne in instabilen Kontakt und es resultiert ein Abgleiten in eine exzentrische Position mit stabilem Kontakt. Da dies potentiell eine traumatische Situation darstellt, bringen afferente Impulse der parodontalen Rezeptoren über eine Reflexmodifikation die Muskelaktivität so weit, daß bei den folgenden Kieferschlüssen die Zähne in exzentrischer Position in stabilen Kontakt gebracht werden. Solcherart gewöhnt sich der Patient an eine Malokklusion mit unbalancierter Muskelposition, die ihm noch keine Beschwerden verursacht. Erst in Stressperioden, bei denen meist eine Oberaktivität von facialer und Kaumuskulatur vorliegt, können Muskelbeschwerden solcher gnathischer Dysfunktionen vorkommen (WATT (128)).

3.8 Klassifikation der Phonognathogramme beim Zusammenbiß nach WATT

Die Charakteristik der verwendeten Mikrofone und Aufzeichnungsgeräte beeinflußt natürlich die entstehenden Geräusche, und die Ergebnisse variieren bis zu einem gewissen Grad. Jedoch wirkt sich die Art des Zahnkontaktes als dominierendes Geschehen aus (WATT (128), BRENMAN (12)).

Wenn Muskelposition und Zahnposition übereinstimmen, ruft ein Schließen der Kiefer ein Aufbißgeräusch von kurzer Dauer hervor, wobei die Vibrationen exponentiell abklingen (Abb. 7 a). Gleitende Zahnkontakte verursachen Vibrationen mit geringerer Amplitude, und die Dauer richtet sich nach der Länge des Gleitens (Abb. 7 c).

Besteht ein abnormer interceptiver Kontakt, wird das Mikrofon mehrmals erregt, und es resultiert ein Doppelton (Abb. 7 b).

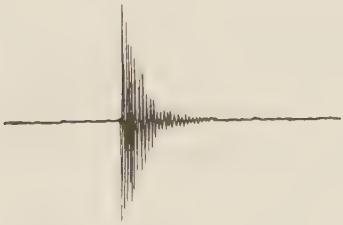


Abb. 7 a:
stabiler Kontakt

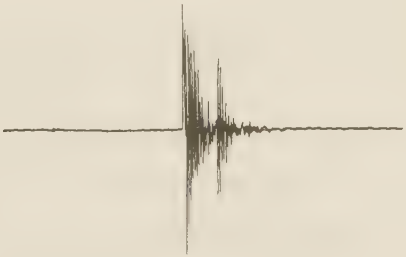


Abb. 7 b:
interceptiver Kontakt

Abb. 7 c:
Gleitkontakt

(nach WATT[132])

Bei der Auswertung einer größeren Probandenzahl fand WATT (127), daß die Phonognathogramme in drei charakteristische Gruppen aufgeteilt werden können:

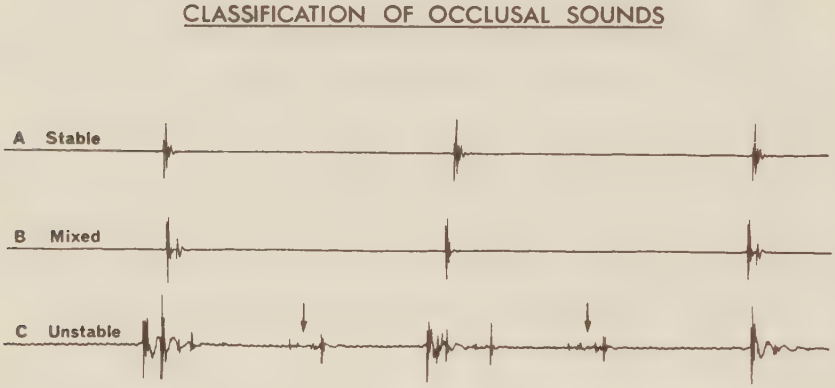
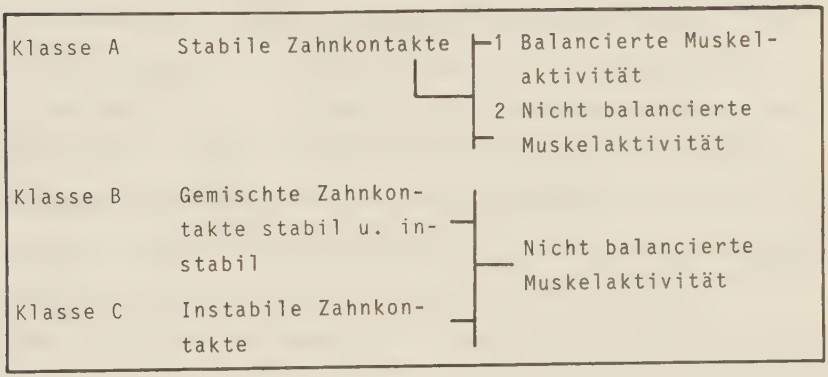


Abb. 8: Klassifikation der Phonognathogramme nach WATT(127).

In Klasse A findet man Aufbißgeräusche kurzer Dauer (weniger als 30 ms) (127), welche eine stabile Okklusion anzeigen. Klasse B hat neben kurzen Aufbißgeräuschen auch längere Gleitgeräusche, was sowohl stabile als auch instabile Kontakte bedeutet.

Bei Klasse C sind alle Gleitgeräusche verlängert (über 30 ms) (127), somit liegen instabile Kontakte vor. Außerdem gibt es in dieser Klasse Vibrationsmuster geringer Amplitude verschiedener Natur.

Sie können durch Gleitkontakte bei der Disartikulationsbewegung verursacht werden, und werden Trenngeräusche (separation noise) genannt (127, 135).



Die prozentuale Verteilung von Patienten mit gnathischen Dysfunktionen und einer Kontrollgruppe (Bedingung: vorhandene natürliche Zähne und Fehlen von Gelenk- oder Muskelbeschwerden) ist aus der folgenden Tabelle II (aus WATT et al. (135)) ablesbar:

	n	A	B	C
Kontrollgruppe	200	59 %	27 %	14 %
Patienten	160	20 %	29 %	51 %

Dabei muß beachtet werden, daß eine Zuordnung zu einer dieser Klassen nicht erfolgen sollte, wenn Gelenk- oder Muskelschmerzen vorliegen (128, 132).

3.9 Technische Hilfsmittel zur Aufzeichnung der Phonognathogramme

WATT verwendete zu Beginn seiner Untersuchungen zwei Hörhilfemikrophone (Kristallmikrophon 300-3000 Hz), welche er in das

Kopfstück eines Stereostethoskops einbaute (122, 124), die aufgenommenen Geräusche über ein Oszilloskop abspielte und fotografierte. Das Mikrofon plazierte er mittels einer Halterung in der Infraorbitalregion. Später nahm er die Geräusche auf Band auf und spielte dieselben mit 1/1, 1/2, 1/4, 1/8 Geschwindigkeit über einen Schreiber (Oscillomink paper recorder der Fa. Elema-Schönander, A.B., Stockholm, Schweden, Grenzfrequenz 1000 Hz) bei wechselnden Geschwindigkeiten ab (124). Ab 1969 (128) verwendete er zwei Vibrationsumwandler (Lustraphone Contact Transducer C.M.C. 68), sowie einen mingograph genannten Papierschreiber (Grenzfrequenz 900 Hz), U.V. Oszillographen (1500 Hz u. 16 kHz) (128) und ein Speicheroszilloskop (130).

BRENMAN (12) verwendete ein gutes Qualitätstonbandgerät. Zum Problem des Aufnehmers führt er aus: "Der Aufnehmer darf nicht das normale Bandmikrofon sein, da es nicht die für Knochenleitung nötige Frequenzcharakteristik besitzt, noch den umgebenden Lärm charakteristisch unterdrückt". Das Frequenzspektrum der okklusalen Geräusche, gemessen mit einem Schwingungsaufnehmer im Stirnbereich, beträgt nach BRENMAN (12) 50-3000 Hz. Dieser Bereich ist für mechanische Streifenkartenschreiber mit einer Grenzfrequenz von 100 Hz zu groß. Seine Versuche mit Tonbandschleifen und reduzierter Abspielgeschwindigkeit von 1/20 der normalen Geschwindigkeit reduzierten die Zeitbasis auf ein für mechanische Schreiber akzeptables Maß. Mit Hilfe hochentwickelter Elektronik und präziser mechanischer Steuerung des Abspielgerätes gelang es, die durch die Geschwindigkeitsreduzierung auftretende Signalverzerrung auszugleichen.

Das Gerät erwies sich dann jedoch als nicht zuverlässig genug. Weitere Versuche mit Telefonübertragung zu einem Zentralcomputer wurden wegen der Umständlichkeit aufgegeben. Jetzt verwendet BRENMAN (12) den Occlusograph (Courtesy of Threshold Technology, Inc., Cinnaminson, New Jersey, USA), ein Gerät auf Computerbasis ohne nähere Angaben, welches ein direktes Ausschreiben der aufgenommenen Geräusche ermöglichen soll. WEGGEN (139) verwendete zur Registrierung der Phonognathogramme den 6-Kanal-Düsendirektschreiber "Cardirex" der Fa. Siemens, Erlangen, der nach dem Strahlschriftsystem von Elmquist arbeitet und für die (Herz-)Schallfilter t(35/9=tief), m_1(70/18=mittel 1), m_2(140/24=mittel 2) und h_1(250/24=hoch 1) nach MAASS und WEBER ausgelegt ist und eine maximale Papiergeschwindigkeit von 200 mm/s gestattet. Das verwendete (Herz-)Schallmikrofon ist ein mechanisch-elektrischer Wandler, der nach dem piezoelektrischen Prinzip arbeitet.

3.10 Abhängigkeit der Phonognathogramme vom Abnahmeort und von der Körperhaltung

Nach WEGGEN (138) ist das wahrnehmbare Schallbild nicht nur eine Funktion der durch die Mastikation abgegebenen Schwingungen. Es wird vielmehr wesentlich durch die akustischen Eigenschaften des den Entstehungsort umgebenden schalleitenden Raumes bzw. Gewebes bestimmt. Dabei gelten folgende Einflußfaktoren: Beeinflussung

- des Schallbildes durch die Atmung,
- der unterschiedlich hohen und tiefen Frequenzen durch die Mund- und Kieferhöhle (Hohlraumresonatoren, geöffneter bzw.

geschlossener Mund, Flüssigkeitsspiegel in Nebenhöhlen),
- der frequenzabhängigen Fortleitungsgeschwindigkeit der verschiedenen Gewebsstrukturen (Knochen, Schleimhaut, Muskulatur, Zähne) für Schallwellen,
- der Schallwellen durch Reflexionserscheinungen (Cavum et Vestibulum oris),
- des Schallbildes durch unterschiedlichen Zahnersatz (Prothesen, Brücken, Kronen),
- des Schallbildes durch die mit zunehmender Frequenz stark anwachsende Dämpfung durch die Körpergewebe.

Physikalisch betrachtet stellt das zwischen Entstehungsort und Ableitungsort gelegene Gewebe seinen akustischen Eigenschaften nach einen "Tiefpaß" dar, den das vom Schallerzeuger (Zähne) abgegebene akustische Signal auf seinem Weg zur Gesichtsoberfläche durchläuft. Dieser Tiefpaß hat zur Folge, daß das im Gesichtsbereich abgeleitete Schallbild grundsätzlich von dem des Schallerzeugers verschieden ist und nur noch indirekt Schlüsse auf diesen zuläßt. Das für die diagnostische Zielstellung wesentliche Moment ist jedoch, daß trotz der quantitativen Unterschiede zum Schallbild des Erzeugers dieser im Gesichtsbereich wahrnehmbare Schwingungsvorgang in Verbindung mit den Ergebnissen anderer diagnostischer Fragestellungen ein in den meisten Fällen hinreichendes Abbild bestimmter pathophysiologischer Vorgänge des Kausystems (WEGGEN 1972 (138), WATT (130) und BRENMAN (12) darstellt. Es gibt unterschiedlich und klar zu differenzierende Schallphänomene, die an unterschiedlichen Schallabnahmepunkten unterschiedlich wiedergegeben werden und hinsichtlich ihrer Intensität in beiden Kieferhälften unterschiedlich sind (WEGGEN (138)).

Nach BRENMAN (12) ändert sich der Weg des Kieferschlusses in Abhängigkeit von der Körper- und Kopfhaltung zur Senkrechten am Patienten, und damit auch das beim Zahnkontakt entstehende Geräusch. Dabei fanden sich unterschiedliche Ergebnisse, je nachdem, ob der Patient freiwillig die Kiefer zusammenbrachte oder ob dies durch elektrische Stimulation der motorischen Muskelpunkte geschah (McLEAN et al. (73)). Auch WATT untersuchte den Einfluß der Kopfposition auf die Zahnkontaktgeräusche. Er gibt an, daß eine leichte Flexion und Extension des Kopfes wenig Einfluß auf okklusale Geräusche hat, eine extreme Flexion und Extension diese jedoch verlängert. Ähnliche Effekte werden durch leichte Kopfdrehungen bewirkt (126).

3.11 Reproduzierbarkeit von Phonognathogrammen

Sowohl WATT (124) als auch BRENMAN et al. (15) und WEGGEN (138) konnten nachweisen, daß die beim Kieferschluß erzeugten Schallphänomene bei jedem Individuum gut reproduzierbar sind. Diese Phonognathogramme bleiben für das jeweilige Individuum sogar über Wochen, Monate und sogar ein Jahr konstant (WATT (127)), sofern dieselben Geräte zur Schallaufzeichnung verwendet werden, der Abnahmeort gleichbleibt und keine Änderungen in der Zahnform oder -position sowie der umgebenden Strukturen und der Kieferschließbewegung eintritt.

3.12 Einfluß der Kieferschlußgeschwindigkeit

Aus Untersuchungen von WATT (132) ergibt sich, daß die Geschwindigkeit des UK beim Kieferschluß nicht konstant ist, sondern kurz vor dem Zahnkontakt abnimmt.

Daher ist auch die Bestimmung der Höhe eines vorzeitigen, deflektiven Kontaktes mit Hilfe der Phonognathographie nur grob möglich. Erschwerend kommt hinzu, daß nach Anbringen eines vorzeitigen Kontaktes (0,06 mm Zinnfolie) eine Umprogrammierung der Muskulatur erfolgt, so daß im Laufe von Stunden und Tagen eine relativ stabile exzentrische Okklusion, jedoch mit unbalancierter Muskelposition resultiert, und deren Klangdauer wieder verkürzt ist (129, 131).
Patienten schlagen bei Aufforderung ihre Zähne normalerweise in Abständen von 0,5-1 s zusammen. Da bei der Phonognathographie eine konstante Zeitdifferenz erwünscht ist, wurde versucht, die Patienten im Takt eines alle 0,8 s aufleuchtenden Signals zusammenbeißen zu lassen. Dies hatte jedoch den Nachteil, daß durch das Warten auf das Signal sich in der Art des Kieferschlusses eine Änderung ergeben konnte (126).

3.13 Dauer der okklusalen Schallphänomene

In einer Studie an insgesamt 1767 Kindern, Studenten und Erwachsenen untersuchte WATT (136) die durchschnittliche Dauer der okklusalen Geräusche. Dabei fand er eine Zunahme der Geräuschdauer während des Wechselgebisses sowie ab ca. dem 19. Lebensjahr in Abhängigkeit vom Durchbruch der dritten Molaren. Der Einfachheit halber unterschied er Patienten unter 30 ms Geräuschdauer mit funktionell stabiler Okklusion von denen mit 30 ms und darüber mit instabiler Okklusion. Auf diese Weise konnte er zwei Perioden okklusaler Instabilität oder Diskrepanz zwischen Muskel- und Zahnposition herausfinden.

Die erste Periode zwischen 7 und 11 Jahren mit Gipfel zwischen 9 und 10, die zweite zwischen 18 und 25 mit Gipfel bei 21 Jahren. Zwischen 5 und 16 Jahre alten Kindern gab es keinen signifikanten Unterschied. Daraus schloß WATT, daß die Zunahme der Größe und Stärke der Kiefer wenig Einfluß auf die Dauer okklusaler Geräusche hat.

3.14 Effekt von Muskelrelaxantien auf Phonognathogramme

Schon bei der Klassifikation der PGG wurde darauf hingewiesen, daß eine Klasseneinteilung zu einer dieser Klassen nicht erfolgen sollte, wenn Gelenk- oder Muskelschmerzen vorliegen. Stabile Klasse A Kontakte können sowohl bei balancierter als auch bei nicht balancierter Muskelaktivität vorkommen.

Nach Relaxation einer nicht balancierten Muskelaktivität mit Muskelschmerzen mit Hilfe von lokalen Analgetika oder durch Mikrowellenbehandlung kann sich aus einer stabilen Klasse A Okklusion eine instabile Klasse B oder C ergeben. Umgekehrt kann es auch vorkommen, daß z.B. durch Injektion eines Lokalanalgetikums in den Musc. pteryg. lat. mit Hypertonie sich die durch die Okklusion der Zähne hervorgerufenen Vibrationen von einer instabilen Position mit doppeltem Aufbißkontakt in eine stabile Position mit einem Aufbißkontakt ändern können. In diesem Falle wäre das Beschleifen der Okklusionskontakte kontraindiziert (WATT (128)).

3.15 Anwendbarkeit der Phonognathographie

Für die Anwendung der PGG seien nur einige Beispiele herausgegriffen. So läßt sich z.B. eine kieferorthopädische Behandlung anhand der Dauer okklusaler Schallsignale von Beginn bis Ende verfolgen, wobei nach deren Abschluß im günstigen Falle Kontakte der Klasse A wie bei Behandlungsbeginn vorliegen.

In der konservierenden Zahnheilkunde besteht die Anwendbarkeit der PGG zum Beispiel darin, die Beseitigung von Vorkontakten durch neugelegte Füllungen oder Inlays solange fortzusetzen, bis sich reproduzierbare Schallsignale ergeben.

Eine Kontrolle durch sich überlagernde Schwingungsbilder am Speicheroszilloskop ist dabei von Vorteil (130). Dieselbe Methode ist anwendbar, wenn ein Patient in eine stabile Kontaktposition eingeschliffen werden soll.

Weiteres Anwendungsgebiet der PGG ist z.B. die Diagnose gnathischer Dysfunktionen. Wertvolle Hilfe leistet dabei die Anwendung von Muskelrelaxantien und Mikrowellen, wie im vorigen Kapitel beschrieben.

Der Vorteil der Phonognathographie besteht im Gegensatz zur Verwendung von Wachs, Gips oder anderen intraoral anzuwendenden Mitteln darin, daß neurophysiologische Abläufe nicht gestört werden (12).

3.16 Frequenzverhalten des Organum dentale

Die ersten Messungen über das Frequenzverhalten der Zähne wurden in Zusammenhang mit Messungen über das Schleifen und Bohren an Zähnen unternommen. ANDRAE et al. (7) erhielten als Eigenfrequenz dreier oberer Schneidezähne 360 Hz, 460 Hz und 1500 Hz, und KELLER und KIESSE (57) fanden für die Vibrationen eines oberen Eckzahnes beim Schleifen 470 Hz, wobei jeder Zahn seine natürliche Eigenfrequenz aufwies, abhängig von seiner Masse und der "elastischen" Konstante des Periodontiums. Diese Ansicht über den Zahn als ein federnd über Federelemente (Periodontalfasern) in der Alveole aufgehängtes Pendel wurde jedoch durch histologische und anatomische Untersuchungen, laut denen kollagene Fibrillen keine Federeigenschaften besitzen, widerlegt (67). In ausgiebigen in vivo und in vitro Untersuchungen über das Schwingungsverhalten der Zähne konnten KÖRBER, K.H. und KÖRBER, E. (67) nachweisen, daß neben einer gewissen Beweglichkeit der Zähne in der Alveole infolge der gewellten Kollagenfaserbündel bei Belastung des Zahnes auch Deformationsschwingungen auftreten. "So konnte bewiesen werden, daß ein Zahn nicht nur unter horizontalen Kaukraftkomponenten gebogen, sondern in gleicher Weise bei axialer Kraftrichtung auch gestaucht wird. Ebenso können tangierende Kräfte eine Torsion der Hartsubstanz verursachen" (67).

Die biophysikalischen Eigenschaften der funktionell orientierten periodontalen Gewebsanteile und vor allem der hydrodynamische Wirkungsmechanismus des parodontalen Gefäßsystems sind die Ursache für die auffällig starke Dämpfung der Eigenschwingung, die neben der Erregeramplitude nur ein Überschwingen zeigt (67).

Die sowohl mit Dehnungsmeßstreifen als auch induktiv-tastlos durchgeführten Messungen ergaben z.B. für einen oberen Schneidezahn eine Eigenfrequenz (Deformations- bzw. Biegeschwingung) von 1450 Hz.

Bei der Untersuchung der Impulsform des Zahnkontaktes zur Erforschung der dynamischen Beanspruchung des Parodontiums verwendete KÖRBER 1969/1971 kleinste elektrische Verformungsaufnehmer zusammen mit einem Miniatursender, welche er im Wurzelkanal anbrachte und somit telemetrisch störungsfrei die beim Kontakt des (allerdings avitalen! und durch das Gewicht des Aufnehmers vergrößerte Zahnmasse) Zahnes bei verschiedenen Zahnkontaktvorgängen auftretenden Schwingungen registrieren konnte. Bei sehr kleiner Belastung (5 g) zeigt der Zahn als Ruhelage eine Parodontalpulsation mit einer Amplitude von $(0{,}45 \pm 0{,}1)$ µm (64).

Wird der Zahn jetzt durch Zusammenbeißen belastet und durch die Kaumuskulatur in dieser Stellung gehalten, so ergibt sich folgendes Bild:

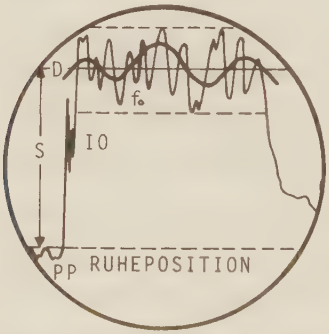


Abb. 9: Zahnkontakt und Belastung nach KÖRBER, K.H.(64).
IO = Initialschwingung
D = dynamischer Bereich
S = statischer Bereich
Okklusionskontakt - Quasistatische Belastung.

Die Parodontalpulsation wird durch eine Initialschwingung IO als Folge des Belastungsimpulses unterbrochen. Die Frequenz

dieser deutlich hörbaren Schallschwingung des Dentinkernes beim plötzlichen Aufeinandertreffen der Schneidekanten oder Zahnhöcker liegt im Bereich von 2 - 3 kHz. Dieser initialen Hartgewebsschwingung folgt ein bogenförmiges, langsames An- und Abschwellen der Kaukraft (statischer Bereich→Zahn ausgelenkt). Diese niederfrequenten Nachschwingungen, deren Scheitelwert im allgemeinen über der Initialschwingung liegt, erklärt KÖRBER, K.H. durch das Weiterwirken der Masse des nach oben bewegten Unterkiefers. Der Sekundärphase dieser Belastungsform sind im abgerundeten Scheitelwert oft weitere höherfrequente Vorgänge überlagert (Dynamischer Bereich D). Neben der Grundschwingung der Kaumuskulatur von 9 bis 14 Hz, welche infolge isometrischer Kontraktion nach Zahnkontakt als dynamische Unterkieferbewegung auf die belasteten Zähne übertragen wird und auch als Verformungsschwingung des Dentinkernes gemessen werden kann, finden sich auch höherfrequente Kaumuskelschwingungen um 120 Hz sowie Reibegeräusche rauher Schmelzoberflächen. Diese entstehen, wenn im Anschluß an den initialen Stoßimpuls die Zahnhöcker unter der Kaulast aufeinander gleiten und finden sich im Bereich von 1000 Hz und mehr, abhängig vom Härtegrad, der Rauhtiefe und dem Feingratabstand der Schmelzoberfläche (KÖRBER, K.H. (63, 64, 66)). Nach Öffnen des Mundes, d.h. nach Abnahme der Kraft, schwingt das verformte Hartgewebe wieder in seine Entspannungslage zurück. Die Frequenz dieser Entlastungsschwingung nach plötzlicher Entlastung findet sich mit 2 kHz (2630 $\pm$ 248)Hz im Bereich der physiologischen Zahnschwingung und wird von einer asymptotischen Phase mit überlagerter Parodontalpulsation gefolgt (Abb. 10).

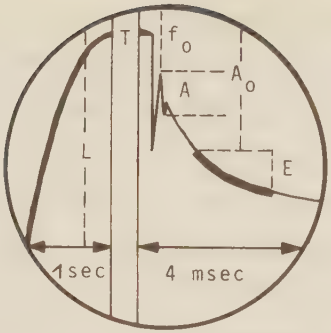


Abb. 10: Entlastungsschwingung nach plötzlicher Entlastung (nach KÖRBER,K.H.(64)).

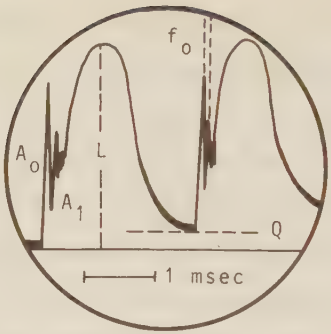


Abb. 11: Zahn-Zahn-Okklusionsstöße mit A_o Initialschwingung und Q quasistatischen Verlagerungen (nach KÖRBER,K.H.(64)).

Werden die Zähne durch Zähneklappern fortwährend belastet, so findet sich folgendes charakteristische Muster (Abb. 11): Steiler initialer Anstieg A_o, welcher spitz zuläuft mit aperiodischer Schwingung, verursacht durch die Zahndeformation. Als Initialschwingung ergibt sich eine Frequenz $f_o = (4600 \pm 425)$ Hz. Die einzelnen Schwingungen sind durch quasistatische Amplitudenverlagerungen versetzt (KÖRBER, K.H. (64)).

Belastet man einen Zahn mit einem sehr harten Impuls, indem die Kraft unmittelbar ihr Maximum erreicht, um ebenso schnell wieder abzufallen (elektronische Perkussion, z.B. durch auffallende Glasperle), so führt der Zahn in seinem Parodontium Verformungsschwingungen aus, welche bei $f_o = 2500$ Hz liegen (64). Dabei entstehen durch die Dämpfung des umgebenden Weichgewebes unterschiedlich stark gedämpfte harmonische Schwingungen (Abb. 12).

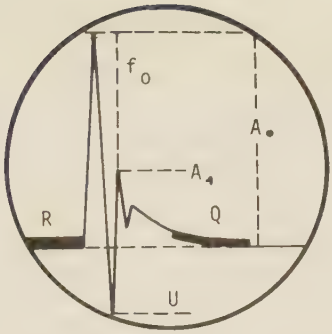


Abb. 12: Eigenschwingung des Zahnes und seiner Stützgewebe nach Impulserregung durch eine auffallende Glasperle: typische Grundform der "elektronischen Perkussion" (nach KÖRBER,K.H.(64).

Wird im Bereich des Hinterhauptes mittels eines Audiometers eine Schwingung auf die Schädelkalotte gegeben, so kann man diese durch Knochen- und Weichteilleitung übertragene Schwingung ebenfalls noch am Zahn nachweisen (64), wobei die abgenommene Frequenz von der Anregungsfrequenz abhängt.
Zusammenfassend führt KÖRBER, K.H. (63)aus: Die dynamischen Anteile der Kaukraft sind durch ihre Frequenzen und ihre Amplituden definierbar geworden. Berechnungen ergeben, daß kleinste Amplituden einer hohen Frequenz die gleiche kinetische Energie auf das Gewebe ausstrahlen können, wie große Auslenkungen niederer Frequenz.
Interessant in Bezug auf das Frequenzverhalten der Zähne sind auch die Untersuchungen von NEVAKARI und SIIRILÄ (83). Sie maßen die beim hörbaren Zähneknirschen im Prämolaren- und Molarenbereich auftretenden Frequenzen. Dabei variierte die Hauptfrequenz (ca. 100 Hz), bei der sich der Zahn aus der Ruhelage nach beiden Seiten und wieder zurück bewegte, zwischen 80 und 700 Hz, wobei auch höhere Frequenzen von 300 - 3000 Hz in Einzelfällen registriert wurden. Die Hauptschwingung breitete sich dabei entlang dem Knochen und Zahnbogen aus, und zwar so, daß sie auf der anderen Seite am

Unterkieferknochen abgenommen werden konnte. Dabei war eine allgemeine Absorption höherer Frequenzen zu beobachten. Am Arcus zygomaticus konnte die Hauptschwingung mit verkleinerter Amplitude abgenommen werden, und war selbst am Vertex noch erkennbar (83).

Zur Untersuchung von Parafunktionen in der Nacht benutzte GENTZ (28) ebenfalls die beim nächtlichen Knirschen auftretenden Geräusche. Mit Hilfe eines Beschleunigungsaufnehmers auf der Nase konnte er sogar schwache Geräusche aufzeichnen. Für das Knirschen ergaben sich Frequenzen von einigen Hundert Hz, wobei jedoch bei einigen Probanden Oberschwingungen bis zu 16 000 Hz auftraten, welche ihr Energiemaximum bei ungefähr 3 000 Hz hatten (GENTZ (28)).

GUDAT und MARKL (40) untersuchen mit einem eigens entwickelten Perkussionsinstrument den Klopfschall bei Zähnen. Dabei kamen sie zu dem Ergebnis, daß das Leistungsdichtespektrum von lockeren Zähnen im Körperschallbereich bis 1 kHz rasch abfällt, bei festen Zähnen jedoch über 1 kHz hinaus noch nennenswerte Anteile aufweist.

4. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

4.1 Fragestellungen

Ursprüngliche Aufgabe der Untersuchung war es, Schallphänomene im Bereich der Okklusion zu untersuchen. Als Fernziel war an ein einfaches Verfahren gedacht, welches schallmäßig eine sichere Diagnose vorzeitiger Kontakte sowie exzentrischer und traumatischer Okklusion ermöglichen sollte und als Hilfe beim Einschleifen dienen könnte.
Aufgrund der Vorversuche und der Literaturauswertung wurde die Aufgabenstellung abgeändert. Neues Ziel war jetzt, vorhandene Aussagen über die Phonognathographie zu überprüfen. Weiter sollten noch fehlende Grundlagen über das Frequenzverhalten des Okklusionsschalls bei dessen Ausbreitung im Gesichtsschädel und damit zusammenhängend Angaben über günstige Schallabnahmepunkte erarbeitet werden. Außerdem sollte geklärt werden, welchen frequenzmäßigen Qualitätsansprüchen die für die Phonognathographie notwendigen Geräte genügen müssen.

Die vorliegende Untersuchung soll als Basis für die interdisziplinäre Entwicklung eines möglichst einfachen elektronischen Gerätes zur Anwendung des Okklusionsschalls dienen.

4.2 Vorversuche

4.2.1 Impulszählmethode

Es wurde versucht, mit Hilfe eines einfachen Luftschallmikrofons (SENNHEISER Elektretkapsel KE 11-223) und eines elektronischen Zählers (DIETECHNIK Typ 101) die beim Okklusionskontakt entstehenden Impulse zu zählen.
Dabei gingen wir von der Vorstellung aus, daß die gezählten Impulse den von WATT mit dem EKG-Schreiber aufgenommenen Spannungsspitzen gleichen und eine Unterscheidung nach WATT-Klassen aufgrund der gezählten Impulse möglich sei.
Von 16 Probanden wurden Tonbandaufnahmen (UHER Stereo Report) des normalen Okklusionsschalls bei verschiedenen Abnahmeorten vom Gesichtsschädel (s. 4.3.1) angefertigt. Dann erhielten die Probanden einen künstlichen Primärkontakt aus adaptierter Zinnfolie (0,3 mm) auf Zahn 46, und die Tonbandaufnahmen wurden in gleicher Weise wiederholt.
Die Auswertung wurde folgendermaßen vorgenommen: jeweils zehn und zwanzig Okklusionsgeräusche desselben Abnahmeortes wurden in ihrer vom Zähler angezeigten Impulszahl gemittelt und die Abhängigkeit der Impulszahl vom Abnahmeort auf Millimeterpapier gezeichnet.
Eine Eignung bestimmter Schallabnahmepunkte konnte jedoch mit dieser Methode nicht ermittelt werden. Es zeigte sich nämlich eine große Abhängigkeit der gezählten Impulse von der Schwingungsamplitude. Gleichartige, jedoch in der Amplitude verschieden hohe Schwingungen (entspricht stärkerem oder schwächerem Zubeißen) ergaben aufgrund der Triggereinrichtung des Zählers unterschiedliche Werte.

4.2.2 Frequenzanalysen einiger ausgewählter Okklusionsgeräusche

Mit dem Luftschallmikrofon KE 11-223 (SENNHEISER) und der Tonbandmaschine B77 Stereo Halbspur (REVOX) wurde erneut der Okklusionsschall bei zehn Probanden an verschiedenen Schallabnahmepunkten (4.3.1) mit und ohne Zinnfolie aufgezeichnet. Die Tonbänder wurden danach so geschnitten und zusammengeklebt, daß außer den Okklusionsgeräuschen keine Störgeräusche mehr vorhanden waren. Die Impulse konnten auf einem Speicheroszilloskop dargestellt und photographiert werden.
Von ausgewählten Einzelimpulsen wurde mit einem Frequenzanalysator Typ 2120 (BRÜEL & KJAER) eine Oktavsiebanalyse durchgeführt.* Abb. 13 a zeigt das Ergebnis der Oktavsiebanalyse eines Okklusionsgeräusches, abgenommen von der Stirn einer Patientin mit progressiver marginaler Parodontitis, Lockerung der Zähne III. Grades sowie Primärkontakten bei 11 und 14. Abb. 14 a zeigt dieselbe Patientin nach Einschleifen der Primärkontakte. Es ist zu beachten, daß die jeweils angegebene Frequenz die Mittenfrequenz des jeweiligen Frequenzbandes angibt, und in Wirklichkeit die ganze Breite des Frequenzbandes vorliegt. Es handelt sich also um kein kontinuierliches Frequenzspektrum. Die zu analysierenden Impulse sind meist aperiodisch gedämpfte, sehr kurzdauernde Schwingungen, was für die Einschwingzeit der Frequenzfilter ungünstig ist. Deswegen muß die Oktavsiebanalyse in unserem Fall mit Vorbehalt betrachtet werden.

---

* An dieser Stelle danke ich besonders Herrn G.Sesterhenn von der Univ. HNO-Klinik Tübingen (Dir.Prof.Dr. Plester) für die Beratung und Durchführung der Oktavsiebanalysen.

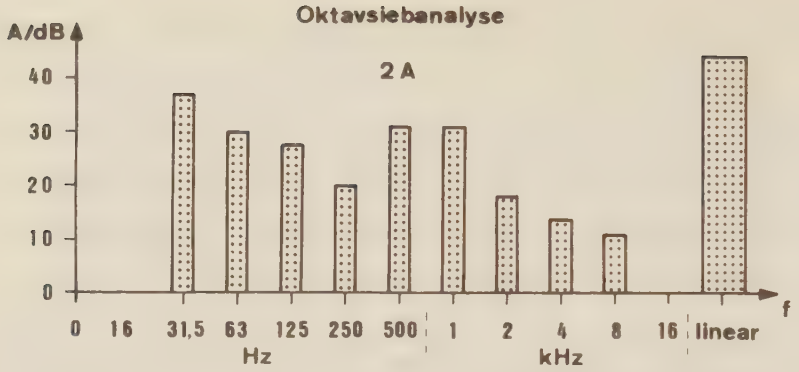


Abb. 13 a: Oktavsiebanalyse des Abnahmeortes "Stirnmitte". Patientin mit progressiver, marginaler Parodontitis, Lockerung der Zähne III. Grades und Primärkontakten bei Zahn 11 und Zahn 14.

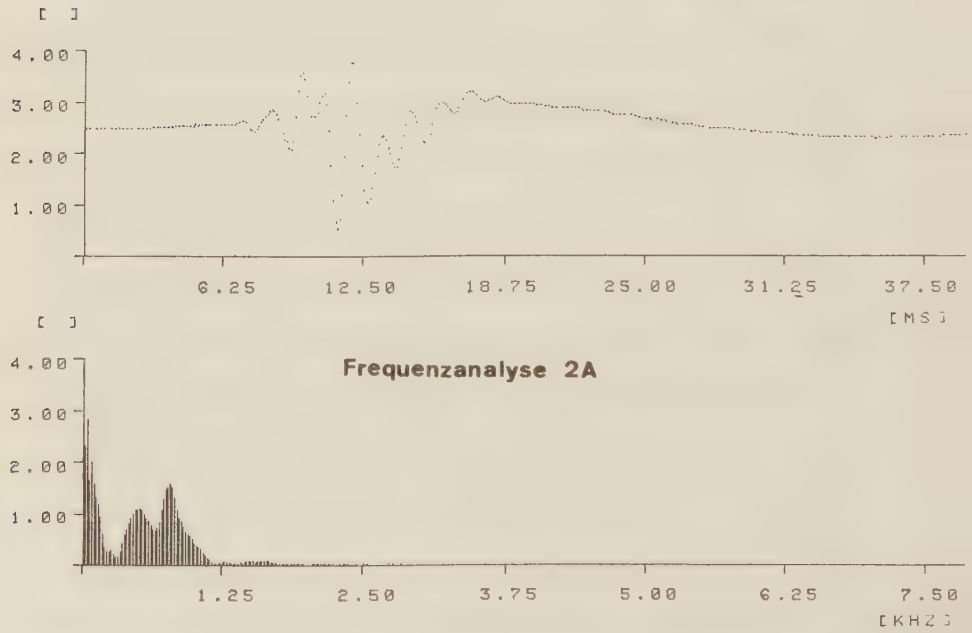


Abb. 13 b: Frequenzanalyse derselben Aufnahme bei 10 kHz Abtastrate.

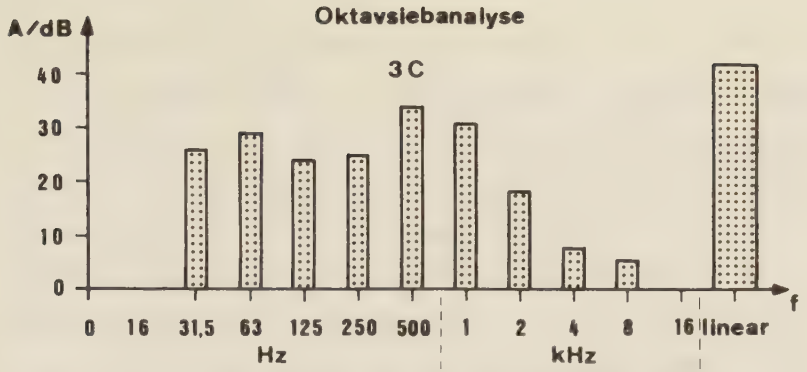


Abb. 14 a: Oktavsiebanalyse des Abnahmeortes "Jochbein". Dieselbe Patientin wie bei Abb. 13 nach Einschleifen der Primärkontakte.

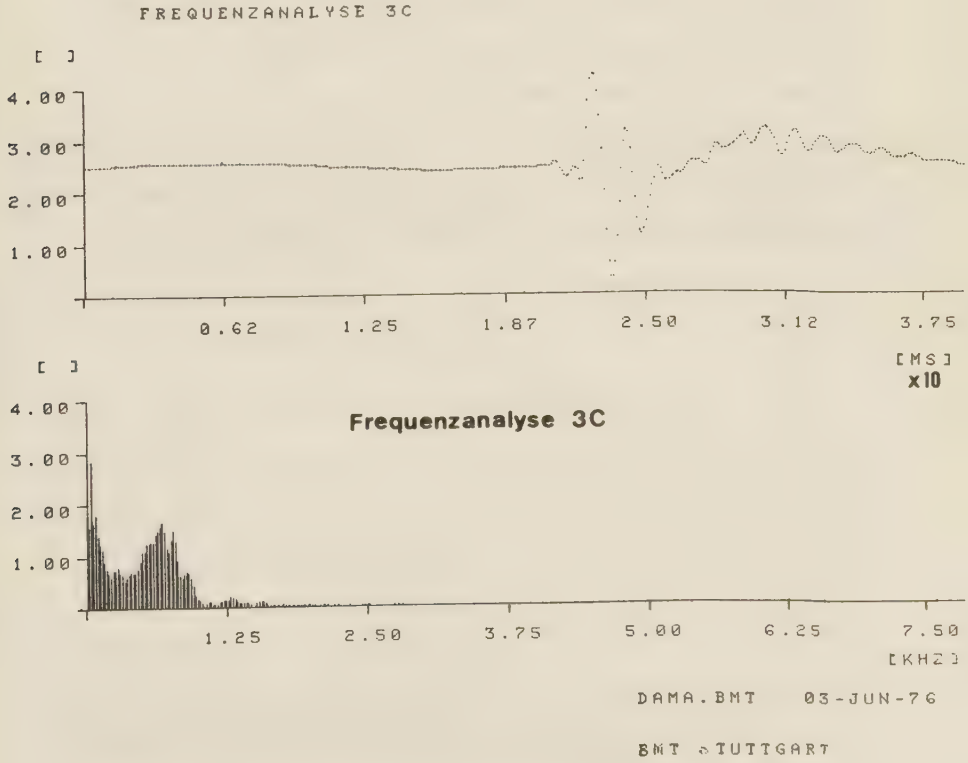


Abb. 14 b: Frequenzanalyse derselben Aufnahme bei 10 kHz Abtastrate.

Von denselben Okklusionsgeräuschen wurde eine annähernd kontinuierliche Frequenzanalyse durch einen Computer mittels Fourieranalyse durchgeführt.* Abb. 13 b und Abb. 14 b zeigen die vom Rechner ausgedruckten Frequenzanalysen (Abtastrate 10 kHz) der Impulse. Die Eingabe der Impulse in den Computer konnte jedoch wegen deren Unregelmäßigkeit nicht automatisiert werden, sondern mußte jedesmal von Hand neu eingegeben werden. Deswegen wurde von weiteren Frequenzanalysen aus Rechnerzeitgründen abgesehen.

Beim Vergleich der beiden Analyseverfahren fällt sofort die Diskrepanz im Bereich oberhalb 2,5 kHz auf, außerdem läßt sich gut das relativ undifferenzierte Verfahren der Oktavsiebanalyse (Frequenzbänder) von dem des viel feineren Computerverfahrens (kontinuierlich) unterscheiden. Für weitere frequenzanalytische Untersuchungen kam also gerade wegen der unregelmäßigen Impulse nur ein Rechnerverfahren in Frage.

---

* Den Herren Dr.Epple und Nagel vom Institut für Biomedizinische Technik der Univ.Stuttgart (Dir.Prof.Dr. U.Faust) sei an dieser Stelle für die Erstellung der Frequenzanalysen herzlich gedankt.

4.3 Hauptuntersuchung

Bevor an die Entwicklung eines möglichst einfachen elektronischen Gerätes für die klinische Anwendung der Phonognathographie gedacht werden konnte, standen noch einige Fragen zur Klärung aus. Ziel dieser Untersuchung war es:

a) die vorhandenen Aussagen über die Phonognathographie nachzuvollziehen,

b) die frequenzmäßige Verteilung des Okklusionsschalls bei dessen Ausbreitung im Gesichtsschädel herauszufinden,

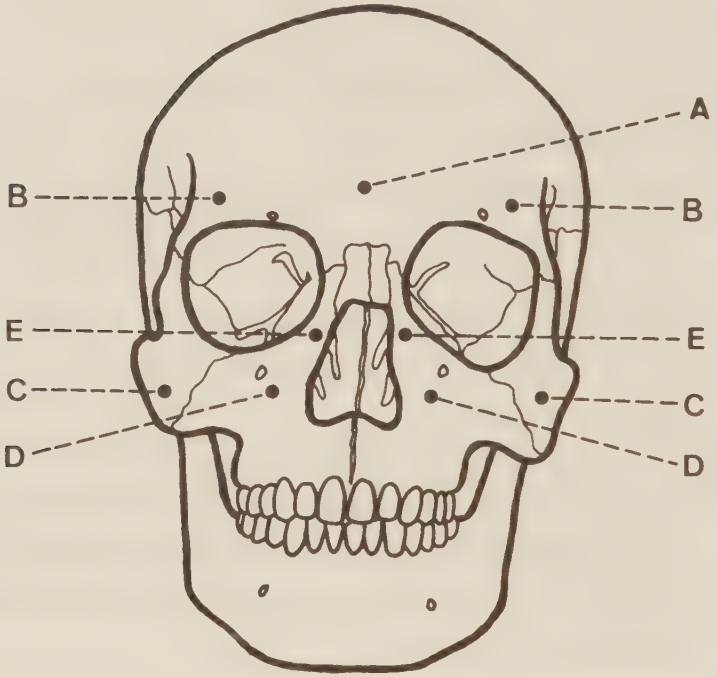
c) Aussagen über die phonognathographische Eignung verschiedener Schallabnahmepunkte im Gesichtsschädel zu machen,

d) die Frage zu klären, ob ein einfaches Luftschallmikrofon genügt oder ob ein aufwendiger Beschleunigungsaufnehmer für die Schallaufzeichnung notwenig ist, und welchen Frequenzumfang das zugehörige Tonbandgerät haben muß.

4.3.1 Phonognathographische Schallabnahmepunkte

Für die Schallaufzeichnung wurden ein unsymmetrischer und vier symmetrische, leicht aufzufindende Punkte im Bereich des Gesichtsschädels gewählt (Abb. 15). Die Probanden saßen während der Aufnahmen aufrecht, aber entspannt in einem zahnärztlichen Behandlungsstuhl, der Kopf wurde durch eine separat verstellbare Kopfstütze im Bereich des Hinterhauptes so gestützt, daß die Frankfurter Horizontale sowie die Bipupillarlinie parallel zur Tischebene verliefen.

PHONOGNATHOGRAPHISCHE
SCHALLABNAHMEPUNKTE



A ---- STIRNBEIN MITTE

B ---- STIRNBEIN SEITE

C ---- JOCHBEIN

D ---- OBERKIEFER BEIM FORAMEN INFRAORBITALE

E ---- SUTURA NASOMAXILLARIS - SEITLICH AN DER NASE

Abb. 15: Phonognathographische Schallabnahmepunkte

4.3.2 Methodik und Versuchsaufbau

Bei 21 Probanden wurde der Okklusionsschall an den angegebenen Punkten jeweils ca. 10 mal aufgenommen. Eventuell vorhandene Primärkontakte wurden vorher mit farbiger Okklusionsprüffolie (HANEL) lokalisiert und notiert. Einigen Probanden wurde auch mit Amalgam ein künstlicher Primärkontakt im Molarenbereich aufgebaut und nach der Schallaufzeichnung wieder entfernt. Bestehende Zahnlockerung wurde ebenfalls vermerkt.

Die folgenden Geräte wurden zur Untersuchung verwendet:

Luftschallmikrofon (Abb. 16 b):

Als Luftschallmikrofon diente die Elektretkapsel mit Kugelcharakteristik KE 11-223 (SENNHEISER), ausgelegt als Druckempfänger mit drei Einsprachelöchern und einem linearen Frequenzgang von 40 Hz bis 15 kHz. Eine Dünnfilmschaltung in der Kapsel dient als Verstärker und wird von einer 9 V-Batterie gespeist. Mit 3 mV/µbar ist die Einbaukapsel sehr luftschallempfindlich, dagegen gering körperschallempfindlich, wodurch sie hauptsächlich in Kassettenrecordern, Hörgeräten und Tonbandgeräten Verwendung findet. In unserem Fall wurde die Kapsel in eine Halbkugel aus Silaplast eingebettet und erhielt eine zylinderförmige Öffnung zu den Einsprachelöchern hin. Zur Silaplastoberfläche führte ein Erdungsdraht, welchen der Proband beim Festhalten mitberühren mußte, um eine 50-Hz-Einstreuung während der Aufnahme zu vermeiden.

Körperschallmikrofon (Abb. 16 b):

Zur Aufnahme des Körperschalls wurde der Beschleunigungsaufnehmer Typ 4367 (BRÜEL & KJAER) mit einem linearen

Abb. 16 a: Körperschallaufnehmer in situ

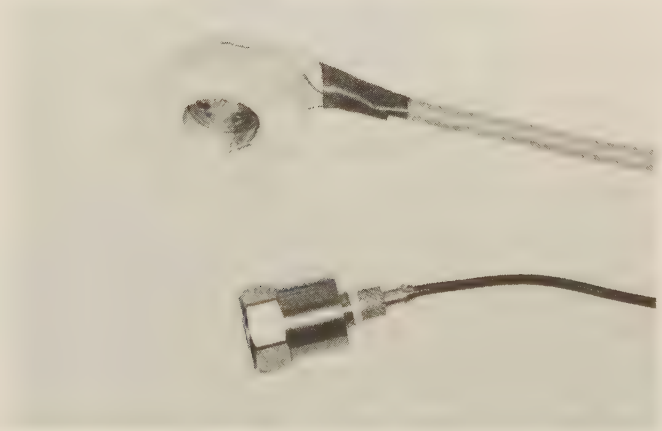


Abb. 16 b: Oben: Luftschallmikrofon in Silaplast eingebettet, mit Erdungsdraht.
Unten: Körperschallaufnehmer

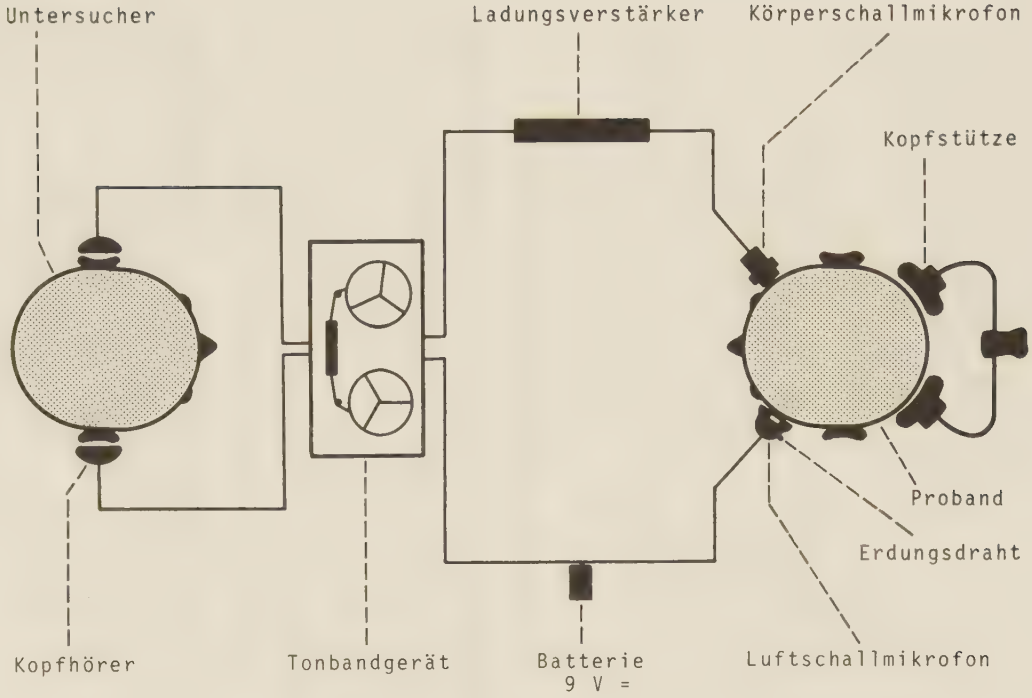


Abb. 17: Schematischer Versuchsaufbau

Frequenzgang von 1 Hz bis 9,7 kHz bei einer Resonanzfrequenz von 32 kHz verwendet. Dieser Beschleunigungsaufnehmer reagiert nahezu unempfindlich auf Luftschall und damit auch auf Umgebungsgeräusche. Die vom Beschleunigungsaufnehmer abgegebenen Signale mußten mit einem charge amplifier Typ 2634 (BROEL & KJAER) mit einem Frequenzgang von 10 Hz bis 200 kHz verstärkt werden.

Tonbandgerät:

Die vom Mikrofon gelieferten Signale wurden mit dem 4-Spur Tape Deck TG 1020/4 Frequenzgang 20 Hz - 15 kHz (BRAUN) auf Tonbänder (BRAUN) mit der Geschwindigkeit 19 cm/s aufgezeichnet. Mit Kopfhörern war eine Hinterbandkontrolle möglich.

Die Abb. 17 zeigt den schematischen Versuchsaufbau.

Die Probanden hielten das Mikrofon so auf die bezeichnete Schallabnahmestelle, daß es satt auf der Hauptoberfläche auflag, jedoch ohne zu drücken (Abb. 16 a). Die Signale des Luftschallmikrofons wurden direkt, die des Körperschallmikrofons über einen Ladungsverstärker zum Tonband geleitet und dort aufgenommen. Der Proband wurde aufgefordert, mit den Zähnen bei leicht geschlossenen Lippen so zusammenzubeißen, daß möglichst viele Zähne miteinander Kontakt hatten. Darauf wurde das Anzeigeinstrument für die Aufnahme ausgesteuert, und erst dann die Signale auf Band aufgenommen.

4.4 Datenverarbeitung und Auswertung

Die Tonbänder mit den Signalen der 21 Probanden wurden dem Institut für Informationsverarbeitung in Technik und Biologie der Fraunhofer-Gesellschaft in Karlsruhe* übersandt. Aus Rechnerzeitgründen wählte ich unter den 21 Probanden fünf charakteristische aus:

Proband 1: Vollbezahntes Gebiß, kein Primärkontakt eruierbar. Aufnahmen zuerst mit aufrechter Kopfhaltung, anschließend mit 45^{o} Dorsalneigung des Oberkörpers und Kopfes. Alle Aufnahmen nur KS rechts.

Proband 2: Zahn 16 fehlt, sonst alle Zähne vorhanden. Es besteht eine progressive marginale Parodontitis mit Lockerung der Zähne I. - II. Grades sowie Taschenbildung. Ein Primärkontakt besteht bei 47.

Proband 3: Totalrekonstruiertes Gebiß mit Overlays, Kronen und zwei Brücken 14 - 16 und 45 - 47. Subjektiv gibt der Proband ein sehr gutes okklusales Gefühl an. Mit dem Stethoskop ist auf der rechten Seite im Bereich der Brücken ein leichtes "Schwingen" hörbar.

Proband 4: Saniertes Gebiß mit drei Brücken 23 - 26, 34/35 - 37 und 44 - 46. Subjektiv gutes okklusales Gefühl, objektiv ist mit HANEL-Folie eventuell ein leichter Primärkontakt bei 34, 35 nachweisbar.

---

* Herrn Dr.-Ing. M. König vom IITB (Direktor: Dr. A.Schief) Karlsruhe, danke ich herzlich für die Anfertigung der Zeitschriebe und Leistungsdichtespektren.

Proband 5: Derselbe wie bei 4, jedoch nach Erzeugung eines massiven Primärkontaktes mittels Amalgamfüllung an 47 okklusal.

Die Signale aller 21 Probanden wurden im Computer gespeichert. Von den fünf ausgewählten Probanden wurden Zeitschriebe (Phonognathogramme Pgg's) (Abb. 18) aller vorhandenen Okklusionsgeräusche angefertigt. Für jeden Abnahmeort wurden aus den Zeitschrieben vier charakteristische Pulse ausgewählt. Von jedem Puls berechnete der Computer ein Frequenzspektrum (mittels Fourieranalyse; Auflösung 8 Hz, was der Strichbreite des Schreibers entspricht). Die Spektren dieser vier Pulse wurden wiederum vom Computer gemittelt und als Leistungsdichtespektrum (schargemitteltes Spektrum von 4 Schallpulsen) ausgedruckt (Abb. 19). Die schnellen Spitzen der ausgedruckten Spektren sind verfahrensbedingt (Rauschen) und dürfen nicht gewertet werden. Es ergaben sich insgesamt je 101 Leistungsdichtespektren und Phonognathogramme.

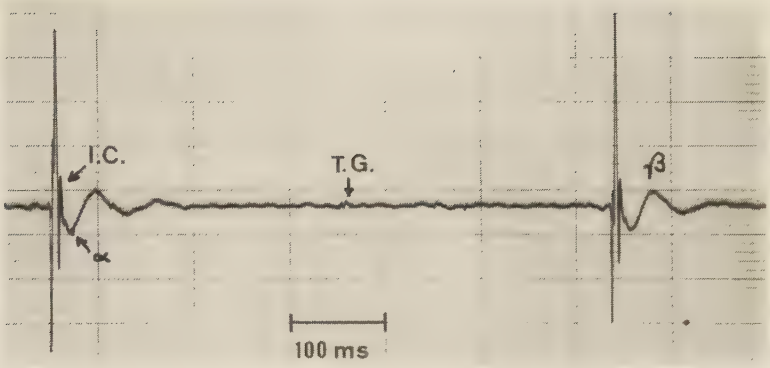


Abb. 18: Beispiel für ein Phonognathogramm (Proband 5 B KS rechts)
I.C. = interceptiver Kontakt
T.G. = Trenngeräusch
α = α -Komponente
β = β -Komponente

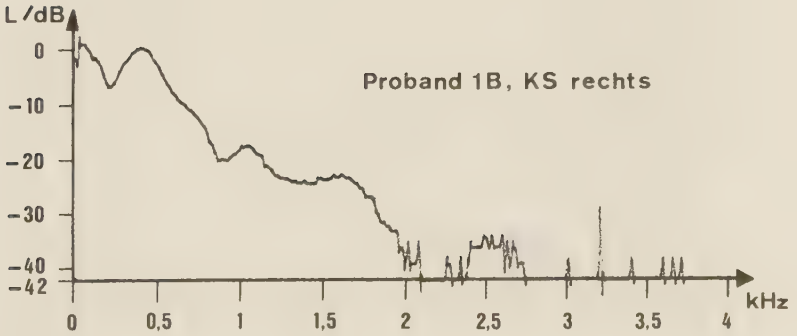


Abb. 19: Beispiel für ein Leistungsdichtespektrum
(schargemitteltes Spektrum von 4 Schallpulsen).

4.4.1 Phonognathogramme (Pgg's)

Das Aussehen der Phonognathogramme und damit das Auflösungsvermögen wird durch die Zeitdehnung wesentlich verändert. Abb. 20 zeigt dasselbe Schallsignal bei Zeitdehnungen von 100 ms/cm (Abb. 20 a), 50 ms/cm (Abb. 20 b) und 10 ms/cm (Abb. 20 c). Bei 100 ms/cm sind höherfrequente Schwingungen nicht mehr zu unterscheiden, 10 ms/cm ergeben ein gutes Auflösungsvermögen des Einzelsignals, dafür sind aufeinanderfolgende Signale infolge des großen Abstandes schwer miteinander zu vergleichen. Wir entschieden uns für eine Zeitdehnung der Phonognathogramme von ca. 50 ms/cm, genau sind es 100 ms zwischen zwei senkrechten Zeitmarken (original 22 mm)(Abb. 18). Die vom Computer gelieferten Pgg's waren auf lichtempfindlichem Papier ausgeschrieben. Es wurden deshalb die für jeden Ableitort charakteristisch erscheinenden Schallpulse ausgesucht, ausgeschnitten, auf weißen DIN-A-3 Karton geklebt und fotografiert. Die Abzüge wurden im DIN-A-5 Format hergestellt. Da die Pgg's mit senkrechten Zeitmarken versehen sind, ergaben sich nach der fotografischen Reproduktion keine Schwierigkeiten für die Auswertung.

4.4.2 Leistungsdichtespektren

Die Leistungsdichtespektren (Abb. 19) geben die schargemittelten Spektren von vier charakteristischen Schallpulsen eines Ableitortes an. Die Abszisse gibt die Frequenz f von 0 bis 4 kHz linear an. Auf der Ordinate ist die Schallleistungsdichte in dB, wobei 0 dB das individuelle Maximum darstellt, aufgetragen.

Abb. 20 a:
100 ms/cm

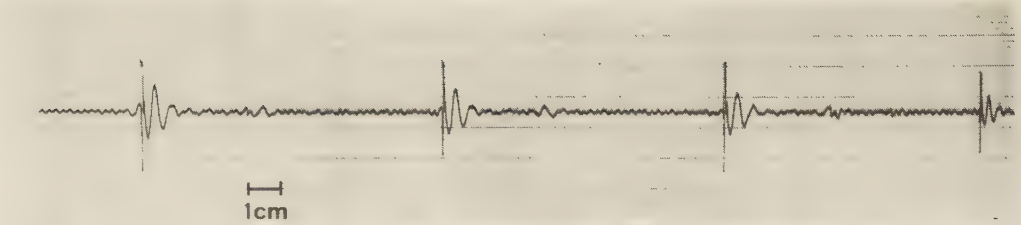


Abb. 20 b:
50 ms/cm

Abb. 20 c:
10 ms/cm

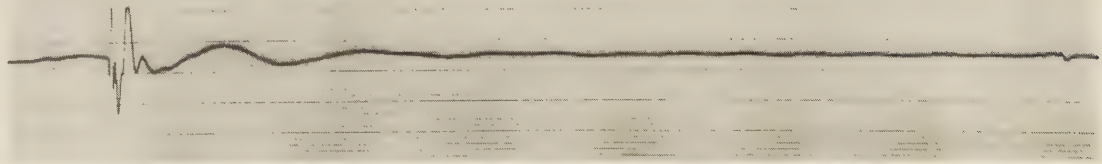


Abb. 20: Auflösungsvermögen der Phonognathogramme in Abhängigkeit von der Zeitdehnung.

Vertikal ergibt sich also eine Dämpfung bis -42 dB. Das Leistungsdichtespektrum gibt über die individuelle Verteilung der Schalleistung bezüglich der Frequenz Aufschluß. Da die Schalleistung in relativen dB angegeben ist, können verschiedene Spektren ohne Berücksichtigung der absoluten Schalleistungswerte miteinander verglichen werden. Die lineare dB-Skala repräsentiert dabei logarithmische Schallleistungswerte.

dB	0	-10	-20	-30	-35	-40	-42
%	100	10	1	0,1	0,032	0,01	0,006

Tab. III: Zusammenhang zwischen dB und % der maximalen Schalleistung.

4.4.2.1 Summations-Leistungsdichtespektren der einzelnen Probanden

Für jeden einzelnen Probanden wurden getrennt nach rechter und linker Seite und nach Luftschall (LS) und Körperschall (KS) die Leistungsdichtespektren übereinandergezeichnet. Es ergibt sich somit ein Summationsbild der Leistungsdichtespektren (Abb. 21). Man kann daraus entnehmen, bei welchen Frequenzen große ("Bäuche") und kleine ("Knoten") Differenzen in der Leistungsdichte der gesamten Abnahmeorte vorliegen. Ferner ergibt sich der Gesamtumfang der meßbaren Frequenzen und ihrer Intensität.

4.4.2.2 Summations-Leistungsdichtespektren der einzelnen Abnahmeorte

Hier wurden die Leistungsdichtespektren aller Probanden, getrennt nach Abnahmeorten und Luftschall (LS) oder Körperschall (KS), übereinandergezeichnet.

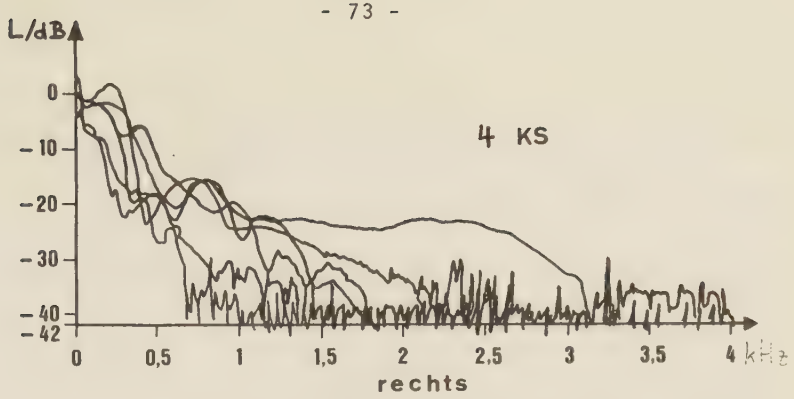


Abb. 21: Beispiel für ein Summations-Leistungsdichtespektrum eines einzelnen Probanden.

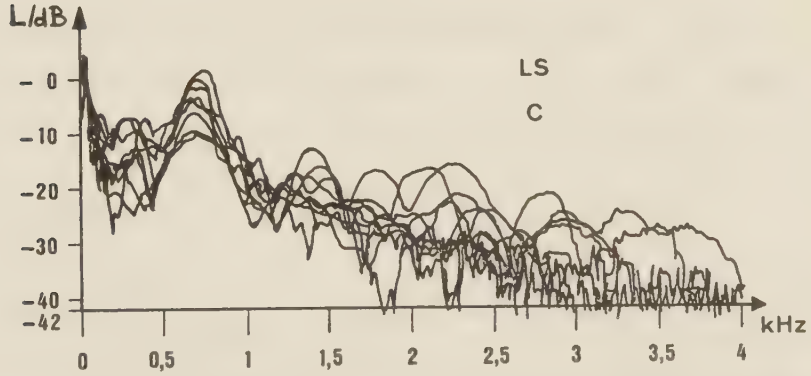


Abb. 22: Beispiel für ein Summations-Leistungsdichtespektrum eines einzelnen Abnahmeortes.

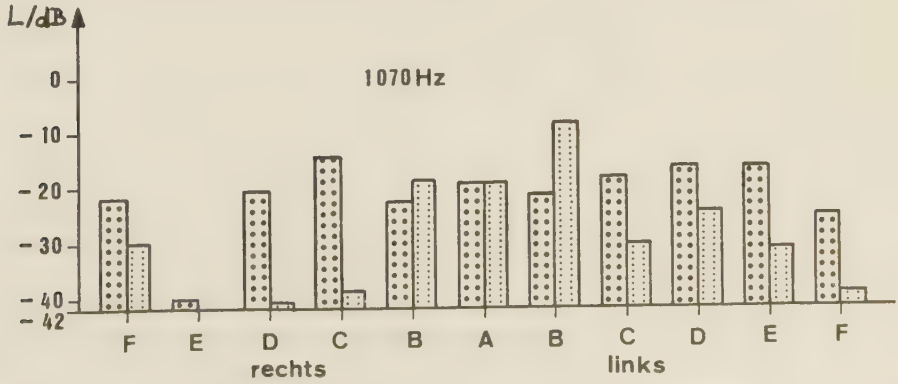


Abb. 23: Beispiel für die ortsabhängige Leistungsdichte-verteilung eines Probanden bei einer bestimmten Frequenz.

Für jeden Abnahmeort erhält man ein Summationsbild, aus welchem die intensitätsmäßige Verteilung der Frequenzen zu erkennen ist (Abb. 22).

4.4.2.3 Ortsabhängige Leistungsdichteverteilung für acht verschiedene Frequenzen

Die Leistungsdichteverteilung wurde bei jedem Probanden für acht verschiedene Frequenzen bestimmt. Auf der Abszisse wurden die einzelnen Abnahmeorte aufgetragen, die Ordinate gibt die jeweilige Leistungsdichte der Frequenz an. Die linke Säule steht für Luftschall (LS), die rechte für Körperschall (KS). Die Leistungsdichteverteilung wurde bei den folgenden Frequenzen bestimmt:

f (Hz)	200	400	670	1070	1270	1670	2000	2670

Aus jedem Schaubild ergibt sich also die ortsabhängige Leistungsdichteverteilung für eine bestimmte Frequenz. Untereinanderstehende Schaubilder lassen einen Vergleich bei den verschiedenen Frequenzen zu (Abb. 23 und 47 - 56).

5. ERGEBNISSE

5.1 Phonognathographische Ergebnisse

Die Fototafeln der Probanden-Pgg's (Abb. 24-41) wurden sowohl auf die Einteilung nach WATT (A_1, A_2, B, C) als auch nach BRENMAN (α, β) hin untersucht. Der geringen Probandenzahl wegen kam eine statistische Auswertung nicht in Frage. Eine qualitative Aussage ist jedoch sehr gut möglich. Zur übersichtlichen Auswertung wurde für jeden Probanden ein Auswertungsbogen angelegt (Tab. IV).

5.1.1 Reproduzierbarkeit der Phonognathogramme

Für die Probanden 1, 3, 4 läßt sich an den einzelnen Schallabnahmepunkten ein individuelles, charakteristisches Muster aufeinanderfolgender Signale feststellen. Dabei stimmt das Signalmuster bei KS immer überein, wogegen bei LS an den Punkten B und C manchmal leichte Abweichungen vorkommen können. Punkt F zeigt bei LS die größten Abweichungen. Die KS-Signale der Probanden 2 und 5 ergeben ein ähnliches Signalmuster. Schlechte bis keine Obereinstimmung liegt dagegen bei LS vor.

5.1.2 Vergleich einzelner Schallabnahmepunkte der Probanden

Die Pgg's aller Probanden zeigen an den einzelnen Ableitpunkten unterschiedliche Signalmuster. Jedoch kann bei den Probanden 1, 3, 4 eine gewisse Ähnlichkeit der Signale benachbarter Punkte sowohl bei LS als auch bei KS festgestellt werden. Sehr gute Obereinstimmung liegt in keinem Fall vor. Bei den Probanden 2 und 5 war eine Ähnlichkeit der Signale benachbarter Punkte nicht festzustellen.

Proband 2	Abbildung	Ableitort und Schallart	Übereinstimmung folgender Signale: gut	ähnlich	schlecht	mit anderen Punkten: sehr gut	vorhanden	wenig	WATT-Klasse: A_1	A_2	B	C	BRENMAN: +:ausgeprägt -:vorhanden o:kaum α	β	intercept. Kontakt	Trenngeräusch
		A re LS		x				x				x	+			x
		B re LS		x				x				x	+		x	x
26		C re LS			x							x	+		x	x
27		D re LS			x							x	+		x	x
		E re LS			x							x	+			
		F re LS			x							x	+			x
		A li LS		x				(x)				x	+	+		x
		B li LS			x			(x)				x	+	+	x	x
28		C li LS		(x)	x			x				x	+	-	x	x
29		D li LS		(x)	x			x				x	+	-	(x)	x
		E li LS			x							x	+	-	x	x
		F li LS			x							x	+	+	x	
		A re KS		x	x						x		+	+	x	x
		B re KS		x	x						x		+	-	x	x
26		C re KS		x	x			x			x		+	+	x	x
27		D re KS		x	x			x			x	(x)	+	+	x	x
		E re KS		x	x						x	(x)	+	-	x	x
		F re KS		x							x		+	+	x	x
		A li KS			x							x	+	+	x	
28		B li KS		x							x	x	+	-	x	x
29		C li KS		x				x			x	x	+	-	x	x
		D li KS			x			x				x	+	-	x	x
		E li KS			x							x	+	+	x	x
		F li KS		x							x	x	+	+	x	x

Tab. IV : Beispiel für einen Pgg- Auswertungsbogen.

5.1.3 Einteilung in die Klassen A_1, A_2, B, C nach WATT

Die Einteilung nach WATT-Klassen (S.40) läßt sich gut vornehmen, wenn man die Zeitdauer der Signale weniger berücksichtigt. Mehrmals kommen Signale mit mehr als 30 ms Dauer vor, welche aufgrund der Obereinstimmung nachfolgender Signale als "stabil" bezeichnet und damit unter A eingereiht werden müssen. Die Probanden 1, 3, 4 wurden in die Klasse A_1 (LS und KS) eingereiht. Nur Punkt F mußte anders eingeteilt werden. Proband 2 wurde bei LS in C eingeteilt, bei KS war er rechts in B und links in C einzuteilen. Proband 5 wurde sowohl bei LS als auch KS in Klasse B eingeteilt, eine Ausnahme bildete wiederum Punkt F.

5.1.4 Beurteilung nach BRENMAN (α, β)

Nach BRENMAN stellt die hochfrequente α-Komponente den vorzeitigen Kontakt gleitender Zahnoberflächen, die β-Komponente den "impact" Klang beim terminalen Kieferschluß dar. Die Auswertung ergibt, daß die α-Komponente bei allen Probanden vorhanden ist, jedoch liegen Unterschiede in der Zahl und Amplitude dieser Schwingungen vor. Größere Unterschiede können bei der β-Komponente festgestellt werden, und zwar bei allen Probanden, ohne daß eine Regelmäßigkeit zu erkennen wäre.

5.1.5 Vergleich symmetrischer Schallabnahmepunkte

Tab. V gibt Aufschluß über eine Obereinstimmung symmetrischer Schallabnahmepunkte. Bei den Probanden 3 und 4 ergibt sich für KS eine relativ gute Obereinstimmung, für LS ist eine entfernte Ähnlichkeit festzustellen. Für LS und KS ergibt sich bei Proband 2 eine entfernte Ähnlichkeit. Proband 5 läßt keine Ähnlichkeit erkennen.

Proband	Luftschall						Körperschall					
	A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F
2	o		(o)	-				o			o	o
3	+	(+)	o	-	o		+	o	+	(+)	(+)	-
4	+	o	o	(o)	(+)	-	+	(+)	(+)	*	(+)	o
5	+					o	+	(o)		o	(o)	

Tab. V: Übereinstimmung zwischen symmetrischen Schallabnahmeorten bei den einzelnen Probanden.

+ = groß, - = ähnlich, o = wenig, entfernt
* = nicht auswertbar

5.1.6 Individueller Vergleich Luftschall-Körperschall

Bei den Probanden 5 und 2 ergibt sich keine Übereinstimmung zwischen LS und KS an gleichen Schallabnahmepunkten. Proband 3 zeigt bei den Punkten B links, C rechts, D rechts, C links, D links, (F) eine entfernte Ähnlichkeit. Der Proband 4 zeigt nur für C rechts und D rechts entfernte Ähnlichkeit.

5.1.7 Interindividueller Vergleich der Probanden

Bei den Probanden 1, 3, 4 läßt sich für KS eine entfernte Ähnlichkeit in der Grundform der Signale gleicher Punkte A, B, C, D feststellen. Dasselbe läßt sich bei 3 und 4 für LS der Punkte A, B, C, (D) feststellen. Diese Aussagen müßten jedoch bei einer größeren Probandenzahl statistisch überprüft werden.

5.1.8 Pgg bei Änderung der Kopfhaltung

Für Proband 1 wurden die KS-Pgg's zusätzlich nach Dorsalneigung des Oberkörpers und Kopfes um 45^{o} aufgezeichnet. Die Signale der einzelnen Punkte zeigen bis auf Punkt F ein charakteristisches Muster der jeweiligen Ableitorte. Beim Vergleich der Signale mit denen bei waagrechter Frankfurter Horizontale ergibt sich für die Punkte A, B, C eine sehr entfernte Ähnlichkeit.

5.2 Frequenzumfang des Okklusionsschalls im Gesichtsbereich

Das Summations-Leistungsdichtespektrum der einzelnen Probanden, getrennt nach LS und KS sowie nach rechts und links, gibt über den Frequenzumfang des Okklusionsschalls auf der Hautoberfläche Aufschluß (Abb. 42-46).

Als untere Grenzfrequenzen gelten die Grenzfrequenzen der LS- und KS-Mikrofone sowie des Tonbandgerätes. Für LS ergibt sich hiermit 40 Hz, für KS 20 Hz und für das Tonbandgerät 40 Hz. Insgesamt resultiert also eine untere Grenzfrequenz von 40 Hz. Tab. VI gibt den Bereich der oberen Grenzfrequenzen für vier verschiedene dB-Werte an. Die Werte in Klammern sind nicht sicher zu bestimmen, da verfahrensbedingte schnelle Spitzen im Leistungsdichtespektrum im unteren dB-Bereich gehäuft vorkommen. Weiter muß beachtet werden, daß das einzelne Leistungsdichtespektrum aus den Spektren von vier charakteristischen Impulsen gemittelt wurde. Bei den Probanden 2 und 5 ergaben sich jedoch keine charakteristischen Pulse (S. 68). Es ist also anzunehmen, daß bei 2 und 5 kein reproduzierbares Leistungsdichtespektrum vorliegt, trotzdem aber ein ungefährer Frequenzumfang zu bestimmen ist.

Der Bereich bis ca. -30 dB = 0,1 % ist für die Phonognathographie wichtig. Darüber hinaus liegen keine nennenswerten Anteile im Leistungsdichtespektrum mehr vor (vgl. Abb. 42-46).

Aus diesen Gründen wurde die Analyse auch nur bis 4 kHz durchgeführt. Obige Abbildungen zeigen mit zunehmender Frequenz für KS einen schnelleren Abfall im Leistungsdichtespektrum als für LS, was ebenfalls aus Tab. VI entnommen werden kann.

PROBAND	- 20 dB	- 30 dB	- 35 dB	- 40 dB
1 0^{o}KS	770 - 1870	870 - 2430	1070 - (3330)	1170 - (4000)
1 45^{o}KS	540 - 1170	850 - 2530	1050 - (4000)	1170 - (4000)
2 LS re	200 - 1570	440 - 2630	630 - 3300	670 - 3430
2 LS li	900 - 1730	1360 - 3000	1500 - 3700	1540 - (4000)
2 KS re	230 - 2470	500 - 2500	800 - 2800	840 - (3600)
2 KS li	370 - 1500	470 - 2940	500 - 3750	500 - (4000)
3 LS re	540 - 2640	1000 - 3700	1270 - 4000	2170 - 4000
3 LS li	800 - 2200	1550 - 3640	2170 - 3900	2800 - 4000
3 KS re	400 - 1940	500 - 3140	1500 - 4000	2500 - (4000)
3 KS li	400 - 1500	1370 - 2500	1570 - 4000	(1670)- (4000)
4 LS re	870 - 3500	1670 - 4000	2350 - 4000	(2600)- (4000)
4 LS li	940 - 3000	1740 - 4000	1870 - 4000	2740 - (4000)
4 KS re	270 - 1000	670 - 2870	700 - 3100	(1000)- (4000)
4 KS li	270 - 1040	570 - 2070	670 - 2740	(940)- (4000)
5 LS re	770 - 3000	1340 - 4000	1540 - 4000	(1700)- (4000)
5 LS li	900 - 1500	1840 - 3000	2140 - 3100	2170 - (4000)
5 KS re	370 - 1040	670 - 1270	900 - 1400	(1000)- (1900)
5 KS li	340 - 1070	640 - 1270	770 - 1800	(1000)- (1870)
LS re	200 - 3500	440 - 4000	630 - 4000	670 - 4000
LS li	800 - 3000	1360 - 4000	1500 - 4000	1540 - 4000
KS re	230 - 2470	500 - 3140	700 - 4000	840 - (4000)
KS li	270 - 1500	470 - 2940	500 - 4000	500 - (4000)
LS ges.	200 - 3500	440 - 4000	630 - 4000	670 - 4000
KS ges.	230 - 2470	470 - 3140	500 - 4000	500 - (4000)

Tab. VI: Bereich der oberen Grenzfrequenzen, bestimmt aus den Abb. 42-46, bei unterschiedlicher Dämpfung, angegeben in Hz. Werte in Klammern unsicher.

Für die zur Phonognathographie notwendigen Mikrofone und Übertragungsgeräte genügt also ein linearer Frequenzgang bis ca. 4 kHz.

5.3 Verteilung des Okklusionsschalls bei Ausbreitung im Gesichtsschädel

Hierzu wurde die ortsabhängige Leistungsdichteverteilung jedes Probanden bei verschiedenen Frequenzen ausgewertet.

Proband 1: (Abb. 47, 48) Ein größerer Unterschied zwischen 0^{o} und 45^{o} ist nur an Punkt D bei steigender Frequenz feststellbar. Mit steigender Frequenz sinkt die Leistungsdichte an den Punkten A, D und E stärker als bei B, C und F ab, und ist ab 1670 Hz nicht mehr nennenswert.

Proband 2: (Abb. 49, 50) Mit zunehmender Frequenz ergibt sich an den Punkten A, D und E eine größere Dämpfung als an den anderen Punkten. Bei 200 Hz überwiegt KS gegenüber LS in der Leistungsdichte, darüber tritt LS in den Vordergrund. Ab 2670 Hz ist keine nennenswerte Leistungsdichte mehr vorhanden. Auffallend ist die starke Dämpfung bei D rechts und E rechts, also auf der Seite des Primärkontaktes. Dort ist der KS-Anteil auch wesentlich geringer.

Proband 3: (Abb. 51, 52) Wieder überwiegt KS bei tiefen Frequenzen, bei mittleren und hohen dagegen LS. An den Punkten A, D rechts und F rechts, E links und F links findet man wiederum ein stärkeres Abfallen der

Leistungsdichte. Auffällig ist das Fehlen von KS bei höheren Frequenzen an den Punkten A, B links und C links.

Proband 4: (Abb. 53, 54) KS überwiegt bei 200 Hz, LS ab 400 Hz. Allgemeine Abnahme der Leistungsdichte mit steigender Frequenz außer an Punkt E LS. Auffällig ist die starke KS-Abnahme bei den Punkten A, B links, C links gegenüber LS und den anderen Punkten. Mit HANEL-Folie wurden links bei 34, 35 minimale Primärkontakte diagnostiziert. Der LS-Anteil bei den Punkten E ist noch bei 2670 Hz beachtlich.

Proband 5: (Abb. 55, 56) Bei 200 Hz überwiegt noch KS, ab 670 Hz KS-Einbruch im Bereich A, B, C. Ab 1070 Hz keine nennenswerten Anteile mehr im Bereich A, B, C,(D), ab 1670 Hz kein KS mehr vorhanden. Auffällig ist der hohe LS-Anteil bei E rechts.

Bei den Probanden 2 und 3 muß wiederum beachtet werden, daß die zur Leistungsdichteverteilung herangezogenen Leistungsdichtespektren auf den gemittelten Spektren von vier nicht gleichartigen Pulsen basieren und deshalb nur begrenzt aussagefähig sind. Qualitativ läßt sich bei allen Probanden feststellen:

- Überwiegen des KS gegenüber LS bei 200 Hz.
- Ausgeglichenes Verhältnis KS - LS bei 400 Hz.
- Ab 670 Hz überwiegt LS, KS fällt in der Leistungsdichte stärker ab als LS.
- Größere KS-Dämpfung mit steigender Frequenz bei Punkt A und C, jedoch nicht immer symmetrisch.
- Mit zunehmender Frequenz starke LS- und KS-Dämpfung bei F.
- An Punkt E geringe LS- und größere KS-Dämpfung.

5.4 Phonognathographische Eignung der verschiedenen Schallabnahmepunkte

Die Auswertung der Summations-Leistungsdichtespektren der einzelnen Schallabnahmeorte liefert folgendes Ergebnis: (Abb. 57-60)

A: KS — Gleichmäßige, dicht beieinanderliegende, rasch abfallende Spektren. Gleiche Intensitäten bis ca. 220 Hz. Nennenswerte Anteile bis ca. 1500 Hz vorhanden.

A: LS — Ungleichmäßige, auseinanderliegende, langsam abfallende Spektren. Nennenswerte Anteile bis ca. 3000 Hz und nochmal von 3500 bis 4000 Hz. Hochpunkt bei 700 Hz (und 2350 Hz)

B: KS — Gleichmäßige, breit auseinanderliegende, langsamer als bei A abfallende Spektren. Fast gleiche Intensitäten bei 120 Hz. Nennenswerte Anteile bis 3000 Hz.

B: LS — Gleichmäßige, auseinanderliegende, langsam abfallende Spektren. Tiefpunkt bei ca. 220 Hz, Hochpunkt bei ca. 700 Hz. Nennenswerte Anteile bis 3800 Hz.

C: KS — Gleichmäßige, dicht beieinanderliegende, anfangs rasch, ab ca. 500 Hz langsamer abfallende Spektren. Nennenswerte Anteile bis 2500 Hz.

C: LS — Sehr gleichmäßige, sehr dicht beieinanderliegende, langsam abfallende Spektren. Tiefbereich zwischen 170 Hz und 400 Hz, ausgeprägter Hochpunkt bei 700 Hz, schwächerer bei 1400 Hz. Nennenswerte Anteile bis 4000 Hz.

D: LS — Sehr gleichmäßige, dicht beieinanderliegende, fast periodische, langsam abfallende Spektren. 1. Tiefbereich zwischen 180 Hz und 400 Hz, 2. zwischen 840 und 1200 Hz. 1. Hochpunkt bei 700 Hz, 2. bei 1400 Hz, 3. bei 2100 Hz, schwach angedeuteter 4. bei 2800 Hz und 5. bei 3500 Hz. Nennenswerte Anteile bis 3900 Hz.

D: KS — Gleichmäßige, bis 370 Hz rasch abfallende und dicht beieinanderliegende, dann langsamer abfallende Spektren. Tiefpunkt bei 370 Hz. Hochpunkt bei 700 Hz. Nennenswerte Anteile bis 4000 Hz.

E: LS — Ungleichmäßige, breit auseinanderliegende, sehr langsam abfallende Spektren. Nennenswerte Anteile bis über 4000 Hz.

E: KS — Weniger gleichmäßige, bis ca. 370 Hz rasch abfallende und dicht beieinanderliegende, dann langsamer abfallende Spektren. Nennenswerte Anteile bis ca. 3300 Hz.

F: LS — Gleichmäßige, beieinanderliegende, bis ca. 250 Hz rasch, dann langsamer abfallende Spektren. Tiefpunkt bei ca. 18Q Hz, Hochpunkt bei ca. 700 Hz. Nennenswerte Anteile bis ca. 2700 Hz.

F: KS — Weniger gleichmäßige, auseinanderliegende, steil abfallende Spektren. Nennenswerte Anteile bis ca. 4000 Hz.

Zusammenfassendes Ergebnis:

KS:

- Bei A und C ergeben sich jeweils rasch abfallende, gleichmäßige Spektren.
- B und D weisen ebenfalls gleichmäßige, jedoch weniger rasch abfallende Spektren auf.
- E weist weniger gleichmäßige, F ungleichmäßige, langsamer abfallende Spektren auf.
- 700 Hz-Hochpunkte wenig ausgeprägt, keine Oberwellen.

LS:

- A weist weniger gleichmäßige, E sehr ungleichmäßige, langsamer abfallende Spektren auf.
- B und F weisen gleichmäßige, langsam abfallende Spektren mit Hochpunkten bei 700 Hz auf.
- C und D weisen sehr gleichmäßige, fast periodische, langsamer abfallende Spektren auf. Hochpunkte liegen bei 700 und 1400 Hz, für D außerdem bei 2100, 2800 und 3500 Hz.
- Die Hochpunkte bei C und D ergeben das Bild von Oberschwingungen.

6. DISKUSSION

Die Untersuchung des Frequenzverhaltens des Okklusionsschalls bei Ausbreitung im Gesichtsschädel hat für die Phonognathographie (PGG) den Vorteil, daß sich dadurch klare Aussagen über den phonognathographischen Wert verschiedener Schallabnahmepunkte ableiten lassen.

Die Datenverarbeitung im Computer liefert hierbei Phonognathogramme und Frequenzanalysen, deren Genauigkeit durch die aufnehmenden Mikrofone sowie durch die Signalverstärkung und Speicherung auf Tonband bestimmt wird, und nicht durch die Signalverarbeitung im Computer. Schwierigkeiten ergeben sich nur bei der Erstellung der Leistungsdichtespektren, da der Computer hierbei vier Spektren von Einzelimpulsen mittelt. Leistungsdichtespektren von Probanden mit unregelmäßigen Schallimpulsen dürfen deshalb nicht überbewertet werden. Bei der Datenverarbeitung wurde festgestellt, daß im Leistungsdichtespektrum keine nennenswerten Anteile über 4 kHz vorliegen, sodaß die Frequenzanalysen nur bis 4 kHz durchgeführt wurden. Das LS-unempfindliche KS-Mikrofon reagierte bei den Aufnahmen auf Umgebungsgeräusche nicht. Trotz äußerster Empfindlichkeit gegenüber Körperschall (Schritte, Türen) konnten am Probanden keine Störsignale festgestellt werden. Die Absorption des Körperschalls durch den gut gepolsterten Stuhl sowie Dämpfung im Probandenkörper liefern hierzu eine Erklärung.

Das LS-Mikrofon dagegen ist trotz seiner Richtcharakteristik anfällig gegen Umgebungsgeräusche wie z.B. Telefon und Sprache. Ein nicht auszuschaltender Störfaktor besteht durch die Nasenatmung.

Eine Signalverfälschung durch das Tonbandgerät kommt praktisch nur vor, wenn Gleichlaufschwankungen auftreten.

Die vorliegende Untersuchung läßt keine statistischen Aussagen zu. Aus Rechnerzeitgründen wurde die sehr aufwendige Datenverarbeitung auf die Impulse von fünf ausgesuchten Probanden beschränkt. Die vorliegenden Ergebnisse lassen jedoch qualitative Aussagen zu, welche dem Ziel der Untersuchung genügen. Trotzdem sind für eine weitere Auswertung die Signale aller 21 Probanden im IITB Karlsruhe abgespeichert und können jederzeit abgerufen werden.

Die Auswertung der Pgg's läßt für Probanden der Klasse A nach WATT (128) ein individuelles, charakteristisches Muster aufeinanderfolgender Okklusionsschallimpulse an den einzelnen Schallabnahmeorten erkennen. Bei KS läßt sich eine bessere Übereinstimmung finden als bei LS mit geringen Abweichungen an den Punkten B und C. Die Probanden der Klassen B und C nach WATT zeigen im KS-Pgg an den einzelnen Punkten eine gewisse Ähnlichkeit, welche im LS-Pgg nicht vorhanden ist.

Auch nach Dorsalneigung des Oberkörpers und Kopfes um 45^{o} ergibt sich im KS-Pgg ein charakteristisches Muster an den einzelnen Punkten, welches jedoch nur bei A, B und C entfernte Ähnlichkeit mit dem Muster bei 0^{o}-Stellung aufweist.

Symmetrische Schallabnahmepunkte zeigen nur bei KS eine relativ gute Übereinstimmung, dagegen bei LS kaum. Interessant ist auch eine gewisse Ähnlichkeit im Pgg benachbarter Punkte sowohl LS- als auch KS-mäßig, nur Punkt F ist hiervon ausgenommen. LS-Pgg und KS-Pgg desselben Punktes zeigen manchmal entfernte Ähnlichkeit.

Interindividuell bemerkenswert ist eine ähnliche Signalform bei stabiler Okklusion an gleichen Punkten A, B, C und D, getrennt für LS und KS, bei verschiedenen Probanden. Die Einteilung nach WATT-Klassen konnte gut vorgenommen werden, Schwierigkeiten ergaben sich nur bei der Abgrenzung der Signale in solche mit "unter" bzw. "über" 30 ms Zeitdauer (S. 46). Charakteristische, reproduzierbare Signale derselben Probanden weisen an verschiedenen Abnahmepunkten unterschiedliche Signaldauer auf. Die Aussagen WATT's bezüglich der Signaldauer müssen deshalb dahingehend korrigiert werden, daß Signale stabiler Okklusion desselben Probanden an verschiedenen Abnahmepunkten unterschiedliche Länge, d.h. auch mehr als 30 ms, haben können.

Die Unterteilung in α - und β -Komponenten (BRENMAN (12)) bereitete Schwierigkeiten. α -Komponenten waren bei LS und KS immer festzustellen, lagen jedoch mit unterschiedlicher Amplitude und Dauer vor. β -Komponenten variierten an den einzelnen Abnahmepunkten desselben Probanden stark, ohne daß sich ein bestimmtes Muster ableiten ließe. Nach meiner Meinung eignet sich die Beurteilung nach BRENMAN als sog. Feinanalyse nach vorausgegangener WATT-Einteilung. Sie leistet wertvolle Hilfe bei der Beurteilung von Korrekturmaßnahmen an der Okklusion, muß aber im Vergleich zur vorhergehenden Analyse und am selben Abnahmepunkt beurteilt werden.

Die ortsabhängige Leistungsdichteverteilung an den einzelnen Punkten jedes Probanden bei verschiedenen Frequenzen läßt keine allgemeingültige Aussage zu. Es zeichnen sich jedoch gewisse Trends ab. So überwiegt bei 200 Hz KS gegenüber LS, bei 400 Hz besteht Ausgleich und ab 670 Hz überwiegt LS.

Die Leistungsdichte fällt bei KS oberhalb 670 Hz stärker als bei LS ab, es gibt jedoch Ausnahmen. Weiter fällt die größere KS-Dämpfung mit steigender Frequenz an Punkt C und D auf. Punkt E zeigt geringere LS- und größere KS-Dämpfung.

Eindeutige Ergebnisse liefert die Auswertung der Summations-Leistungsdichtespektren der einzelnen Schallabnahmeorte. Für KS ergeben sich hierbei gleichmäßige, bei A und C rasch, bei B und D langsamer abfallende Leistungsdichtespektren. E zeigt ein wenig gleichmäßiges, F ein ungleichmäßig abfallendes Leistungsdichtespektrum. Bei KS ergeben sich ferner kaum Intensitätszunahmen im 700 Hz-Bereich, die Leistungsdichte fällt mit zunehmender Frequenz etwa gleichmäßig ab. Anders sieht es dagegen bei LS aus, hier ergeben sich eindeutige Unterschiede zu KS. C und D weisen sehr gleichmäßige, fast periodische, langsam abfallende Spektren mit ausgeprägten Hochpunkten bei 700 Hz und 1400 Hz (D zusätzlich bei 2100, 2800, 3500 Hz) auf. Die gleichmäßigen, langsam abfallenden Spektren von B und F zeigen ebenfalls noch einen Hochpunkt bei 700 Hz. Dagegen zeigt A ein weniger gleichmäßiges, E ein sehr ungleichmäßiges, langsam abfallendes Spektrum. Für LS ergibt sich hiermit eine Resonanzfrequenz von 700 Hz, mit Oberwellen bei 1400, 2100, 2800 und 3500 Hz. Bei KS ist nur an Punkt D ein leichter Hochpunkt und damit eine Resonanz festzustellen. Die Resonanzfrequenzen sind wahrscheinlich auf die Luftsäule der Kieferhöhle (und Mundhöhle) zurückzuführen, welche im Sinne eines HELMHOLTZ-Resonators (10) für bestimmte Frequenzen (Eigenfrequenz) verstärkend wirkt.

Dafür spricht auch das Fehlen der Resonanz im Körperschallbereich, außer bei D (unmittelbare KH-Nähe). Auch die unregelmäßigen Spektren von Punkt A (LS) untermauern diese Aussage. Bei Punkt E (LS) kommt es wahrscheinlich aufgrund der Nachbarschaft von Nasenraum, Siebbeinzellen und Kieferhöhle zu uncharakteristischen Resonanzen und damit zu ungleichmäßigen Spektren.
Allgemein auffällig ist auch der schnelle Abfall der Leistungsdichte bei KS gegenüber LS mit zunehmender Frequenz. Eine Erklärung dafür ist die nicht vorhandene Verstärkung höherer Frequenzen des KS durch die Kieferhöhlenresonanz wie bei LS.

Die Ergebnisse bestätigen im Prinzip die von BRENMAN (12) als Ort der Wahl angegebene infraorbitale Position, gültig für KS.
Der Frequenzumfang des Okklusionsschalls wurde über das Summations-Leistungsdichtespektrum der einzelnen Probanden bestimmt. Unter Beachtung obiger Ergebnisse kann die Frage nach Frequenzumfang und Qualität der Untersuchungsgeräte beantwortet werden. Das für die Aufzeichnung notwendige Mikrofon bzw. Tonbandgerät benötigt einen linearen Frequenzgang von 40 Hz bis ca. 4 kHz. Wird ein KS-Mikrofon verwendet, so ergeben sich im Pgg klare, gut auswertbare Signale. Dies bestätigt die Untersuchungen BRENMAN's (12). Die Verwendung eines LS-Mikrofons ist prinzipiell ebenfalls möglich. Dabei muß jedoch beachtet werden, daß Resonanzfrequenzen das Pgg komplizieren können und eine Differenzierung der Signale nach α - und β -Komponenten erschwert ist. Ferner muß die Anfälligkeit des LS-Mikrofons gegenüber Umwelt- und Stör-

geräusche beachtet werden. Aus diesen Gründen wird von der Anwendung eines LS-Mikrofons abgeraten. Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen WATT's, welcher bei seinen ersten Untersuchungen ebenfalls ein Hörhilfemikrofon verwendete, jedoch später auf einen Beschleunigungsaufnehmer wechselte. GUDAT und MARKL (40) beschreiben bei Perkussionsuntersuchungen an Zähnen ebenfalls den negativen Einfluß von Resonanzfrequenzen der Mundhöhle, Störgeräuschen und Mikrofonstellungen auf LS-Mikrofone.

Nach KÖRBER, K.H. (64) finden sich an Zähnen bei Belastung unterschiedlich stark gedämpfte, harmonische Schwingungen mit Frequenzen von 2-3 kHz, manchmal sogar bis 4,6 kHz. Die von GUDAT und MARKL (40) durchgeführten KS-Untersuchungen an Zähnen ergaben ein Absinken der Frequenzen lockerer Zähne gegenüber festen Zähnen auf ca. 1 kHz. In der vorliegenden Untersuchung konnten bei KS im Leistungsdichtespektrum noch nennenswerte Anteile bis ca. 2 kHz gefunden werden, bei LS sogar bis zu ca. 3,5 kHz. Aus der Ähnlichkeit der KS-Leistungsdichtespektren von Probanden mit verschiedener Okklusion kann auf eine weitgehende Dämpfung höherer Frequenzen durch die den Zahn umgebenden Weichteile geschlossen werden. Dies bestätigt die von WEGGEN (138) beschriebenen akustischen Eigenschaften der Weichteile im Sinne eines Tiefpasses für Frequenzen. Die im LS-Leistungsdichtespektrum gefundenen höheren Frequenzanteile stehen dazu nicht in Widerspruch. Durch die Resonanzverstärkung der verschiedenen Hohlräume,vor allem der Kieferhöhle, kommt es nämlich an den einzelnen Punkten bei LS zu ausgeprägten Oberwellen. Im zugehörigen Pgg ergeben sich dann α -Komponenten größerer Amplitude,welche den Informationsgehalt des Okklusionsschalls verschleiern und verfälschen können.

Das Pgg liefert ja kein direktes Abbild der bei der Okklusion ablaufenden Vorgänge, sondern nur ein Analogon. Deswegen sind KS-Pgg's in ihrer Analogie zum Okklusionsgeschehen auch aussagekräftiger, weil bei ihnen die durch Resonanzerscheinungen erzeugten Hohlraum-Eigenschwingungen mit den zugehörigen Oberwellen nur sehr schwach ausgeprägt sind.
Aus den vorgenannten Gründen zeigen die Pgg's desselben Probanden an benachbarten Orten auch nur eine ähnliche Signalform. Es ist also auch nicht sinnvoll, aus der unterschiedlichen Form der Pgg's an verschiedenen Ableitpunkten desselben Probanden auf unterschiedliche Okklusion benachbarter Zähne zu schließen. Allenfalls kann eine Lokalisation z.B.von Primärkontakten im Pgg im Halbseitenvergleich vorgenommen werden, jedoch dann an symmetrischen Ableitpunkten. Die Beurteilung der Okklusion mittels Stethoskop muß dabei gesondert betrachtet werden. Auch hier lassen sich Aussagen über eine Lokalisation von Primärkontakten nur an symmetrischen Ableitpunkten machen. Außer dem akustischen Gedächtnis des Untersuchers spielt hier noch das außerordentlich gute Auflösungsvermögen des akustischen Perzeptionsmechanismus für kleinste Schalldruckamplituden durch sehr niedrige Eigenstörungen mit. Weiterhin dessen hohes selektives Wahrnehmungsvermögen bei bewußtem Hinführen auf interessante Teilerscheinungen (WEGGEN und GÜNTHER (139)).
Die PGG ist jedoch nicht nur durch ihre zeitliche Unabhängigkeit und damit Dokumentationsfähigkeit zu Vergleichszwecken von Vorteil (WEGGEN und GÜNTHER (139)). Entscheidend ist vielmehr auch das zeitliche Auflösungsvermögen. Durch die Einteilung BRENMAN's in α - und β -Komponenten lassen sich Korrekturmaßnahmen an der Okklusion im Pgg verfolgen.

Die Ausführungen SILVERMAN's (112) und KÖRBER's, K.H. (66) bezüglich des Okklusionsschalls (S. 28/29) sind nur für relativ eindeutige Primärkontakte von Wert. Die Korrekturen kleiner okklusaler Interferenzen lassen sich nur im Pgg verfolgen, da die Zeitdifferenz aufeinanderfolgender Kontakte nach WATT et al. (134) dicht bei der Unterscheidungsschwelle des Ohres liegt.

Liegt ein zu großer Primärkontakt vor, so kann der neuromuskuläre Mechanismus nach SCHÄRER et al. (105) schädigende Effekte vermeiden. Durch reflektorische Hemmung der Schließer kommt es dann nicht zum Kontakt der übrigen Zähne, und somit kann dann im Pgg eine sehr gute Okklusion vorgetäuscht werden.

Nach McLEAN et al. (73) bestimmt die Zahngestalt die letzte Phase des Kieferschlusses durch reflektorische Führung der Mandibula in ihre maximale Interkuspidation. Dabei wird durch die Stimulation der Rezeptoren ein sensorischer Rückkopplungsmechanismus für die Okklusion in Gang gesetzt (KAWAMURA (54). Durch die Tätigkeit und das Zusammenwirken parodontaler Mechanorezeptoren und Rezeptoren in Muskeln und der Gelenkkapsel (MATTHEWS (72), HANNAM et al. (44, 45), GRAF und ZANDER (39), DRECHSLER et al. (22) können Veränderungen in der Dauer der silent period vor und nach okklusalem Einschleifen beobachtet werden. Das KS-Pgg läßt hier ebenfalls bei der Untersuchung auf α- und β-Komponenten Änderungen erkennen.

Bei der klinischen Bestimmung von Primärkontakten mittels Okklusionsprüffolie wird jede Kieferseite getrennt untersucht. Es ist daher klinisch kaum möglich, zeitliche Unterschiede im Zahnreihenschluß zwischen rechter und linker Kieferseite bei jeweils dort guter Okklusion festzustellen.

Wertvolle Hinweise, auch im Hinblick auf eine daraus resultierende Kiefergelenkstraumatisation, könnte hierbei das Pgg liefern.

Aus den Leistungsdichtespektren ergibt sich eine deutliche Bevorzugung der Schalleistung im Bereich der tieferen Frequenzen. Diese müßten mit dem Stethoskop überproportional wahrgenommen werden. Durch die gekrümmt verlaufende untere Hörschwellenkurve des Ohres (KEIDEL (56), ZÖLLNER (141)) wird dies jedoch z.T. ausgeglichen. Anders dagegen bei der Phonognathographie, bei der sich dieser überproportionale Anteil der tieferen Frequenzen in der Amplitude der β -Komponente wiederfindet.

Der klinischen Anwendung der PGG sind bisher noch durch die aufwendigen Analysegeräte Grenzen gesetzt. Für die nahe Zukunft muß deshalb verstärkt an der technischen Entwicklung einfacher Geräte zur PGG gearbeitet werden. Sinnvoll wäre die Entwicklung eines Gerätes, bei der zuerst die Pgg's auf einem Bildschirm dargestellt werden können. Nach der Entscheidung über verwendbare Signale müßten diese dann für weitere Auswertungs- und Vergleichszwecke in kleiner Zahl ausgeschrieben werden können, sodaß ein Auswertungsbogen nicht größer als z.B. eine DIN-A-5 Seite wäre und der Behandlungskarte beigefügt werden könnte.

Mit dem noch zu entwickelnden Gerät müßten dann als nächstes Pgg's einer großen Probandenzahl durchgeführt werden, sodaß sich statistische Aussagen zur PGG ergeben können. Die weiteren Untersuchungen können sich aufgrund der vorliegenden Untersuchung auf die KS-Pgg's am Abnahmeort D beschränken.

7. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit werden im ersten Teil grundlegende Zusammenhänge und wissenschaftliche Erkenntnisse über die Okklusion, besonders aber über den Zahnkontaktvorgang, sowie bisher bekannte Untersuchungen zur Phonognathographie, d.h. Kieferschallschreibung, beschrieben.

Bei fünf ausgewählten Probanden sind an je neun Ableitorten im Bereich des Gesichtsschädels Körper- und Luftschallaufnahmen des beim Zahnkontakt entstehenden Schalls gemacht worden. Von den auf Band aufgezeichneten Signalen wurden mittels Computer insgesamt 101 Leistungsdichtespektren und 101 Phonognathogramme (Kieferschallschriebe) angefertigt. Diese wurden auf mögliche Aussagen über den Zahnkontaktvorgang untersucht.

Die frequenzanalytische Untersuchung ergab, daß zur Phonognathographie Geräte mit einem linearen Frequenzgang bis 4 kHz ausreichen.

Die Auswertung der Leistungsdichtespektren zeigt ein interessantes Ergebnis: Der Okklusionsschall stellt sich individuell an unterschiedlichen Ableitorten im Bereich des Gesichtsschädels (A, B, C, D, E,s.S. 62) im Phonognathogramm unterschiedlich dar, d.h. die einzelnen Schallabnahmepunkte zeigen beim gleichen Probanden bezüglich des Okklusionsschalls keine Ähnlichkeit. Dagegen läßt sich interindividuell an denselben Schallabnahmepunkten A, B, C und D verschiedener Probanden eine Ähnlichkeit im Phonognathogramm feststellen, nicht jedoch an Punkt E.

Beim Vergleich der beiden Schallarten Luftschall und Körperschall findet sich ebenfalls ein interessantes Ergebnis: Bei Luftschall kommt es nämlich vor allem durch die Kieferhöhle zu einer Resonanzverstärkung im Bereich von 700 Hz sowie der dazugehörigen Oberschwingungen (1400 Hz, 2100 Hz), was durch eine Schallverstärkung durch die Nasennebenhöhlen im Sinne eines Hohlraumresonators erklärt wird. Dies wirkt sich dagegen im Körperschallbild nicht nennenswert aus. Daraus wird geschlossen, daß die Phonognathogramme am besten nur mit einem Körperschallmikrofon, und zwar am Punkt D infraorbital aufgezeichnet und verglichen werden können. Aufgrund der Untersuchungen ergibt sich, daß eine genaue Lokalisation von Primärkontakten mit Hilfe der Phonognathographie nicht möglich ist, allenfalls nur eine Halbseitenlokalisation an entsprechenden Schallabnahmeorten.

Als weiteres Ergebnis wurde in Ergänzung zu WATT gefunden, daß Signale stabiler Okklusion desselben Probanden an verschiedenen Schallabnahmepunkten unterschiedliche Länge, auch mehr als 30 ms, haben können.
Eine Interpretation der Phonognathographie bei der Beurteilung von Korrekturmaßnahmen an der Okklusion, auch im Hinblick auf Vorteile bei der Erkennung zeitlicher Unterschiede im Zahnreihenschluß zwischen rechter und linker Kieferseite, sowie Hinweise auf weiterführende Entwicklungen und Untersuchungen erfolgte in der Diskussion.

8. FOTOTAFELN UND ABBILDUNGEN

Abbildungen 24 - 41: Phonognathogramme (Pgg's) verschiedener Abnahmeorte der einzelnen Probanden (P 1 - 5).

Abbildungen 42 - 46: Summations-Leistungsdichtespektren der einzelnen Probanden, getrennt nach LS und KS sowie nach rechts und links (bzw. 0^{o} und 45^{o} dorsal bei P 1).

Abbildungen 47 - 56: Ortsabhängige Leistungsdichteverteilung der einzelnen Probanden bei 8 verschiedenen Frequenzen.
Bedeutung der Säulen:
Proband 1: angegeben
Probanden 2 - 5:

Abbildungen 57 - 60: Summations-Leistungsdichtespektren der einzelnen Schallabnahmeorte.

Legende:

LS:	Luftschall
KS:	Körperschall
A, B, C, D, E, F:	Schallabnahmeorte
rechts:	rechte Gesichtshälfte
links:	linke Gesichtshälfte
L/dB:	Leistungsdichte in Dezibel (relativ)
Hz bzw. kHz:	Hertz, Einheit für die Frequenz

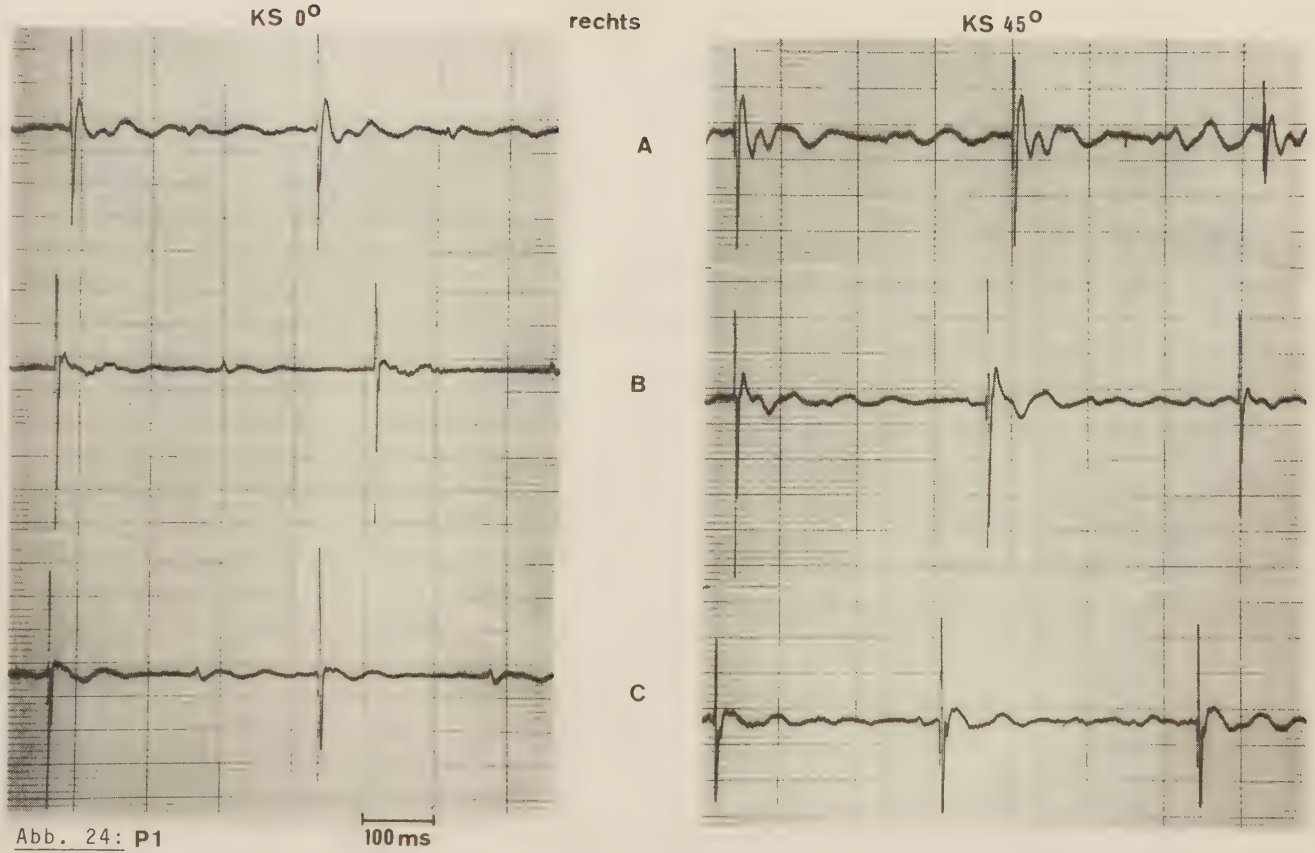


Abb. 24: P1

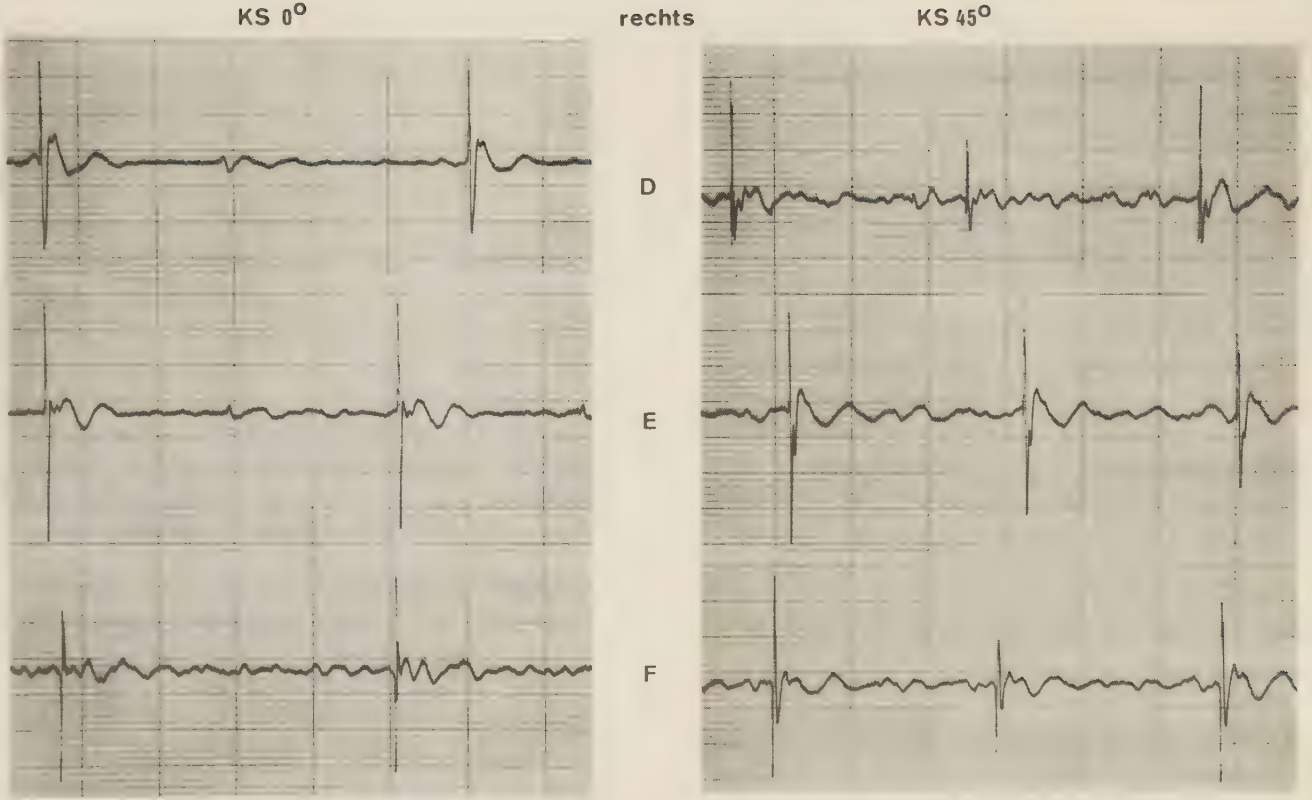


Abb. 25: P1

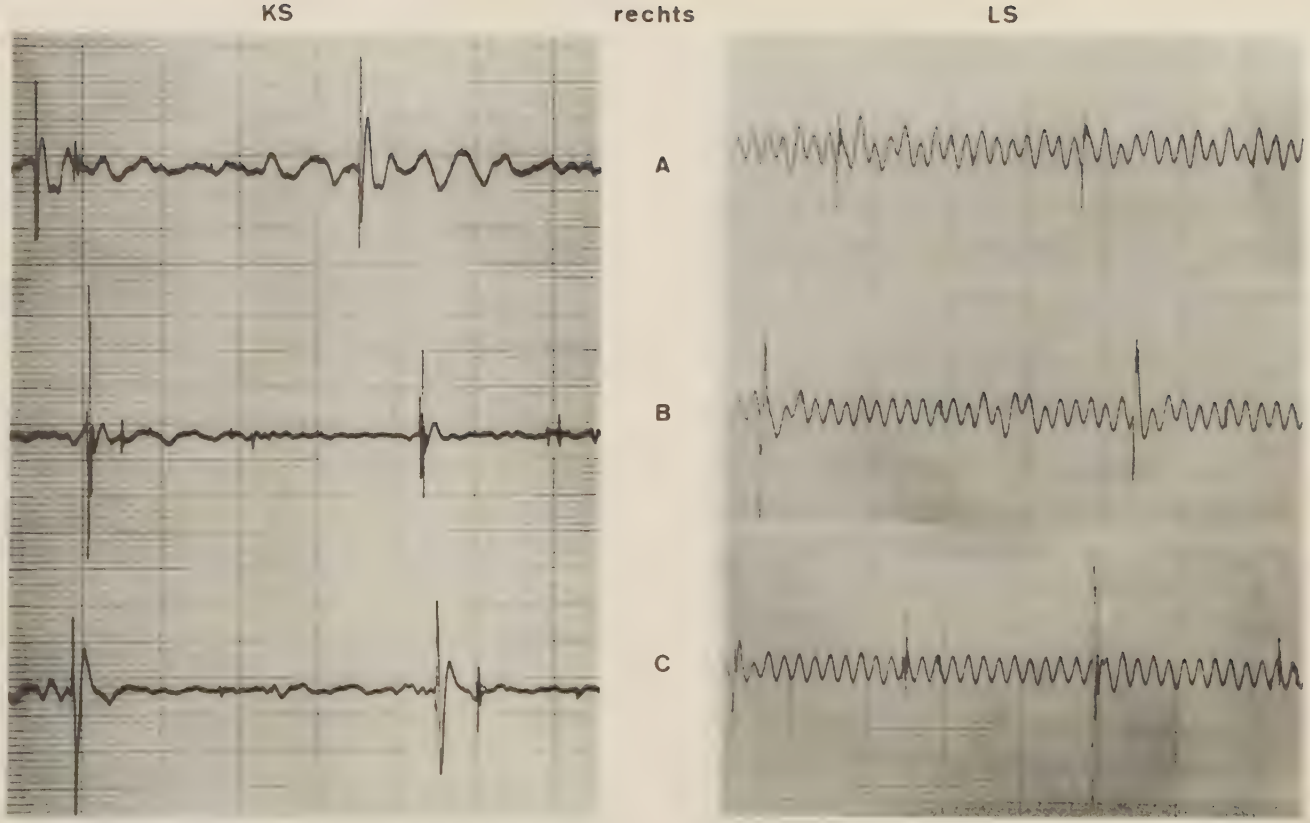


Abb. 26: **P2**

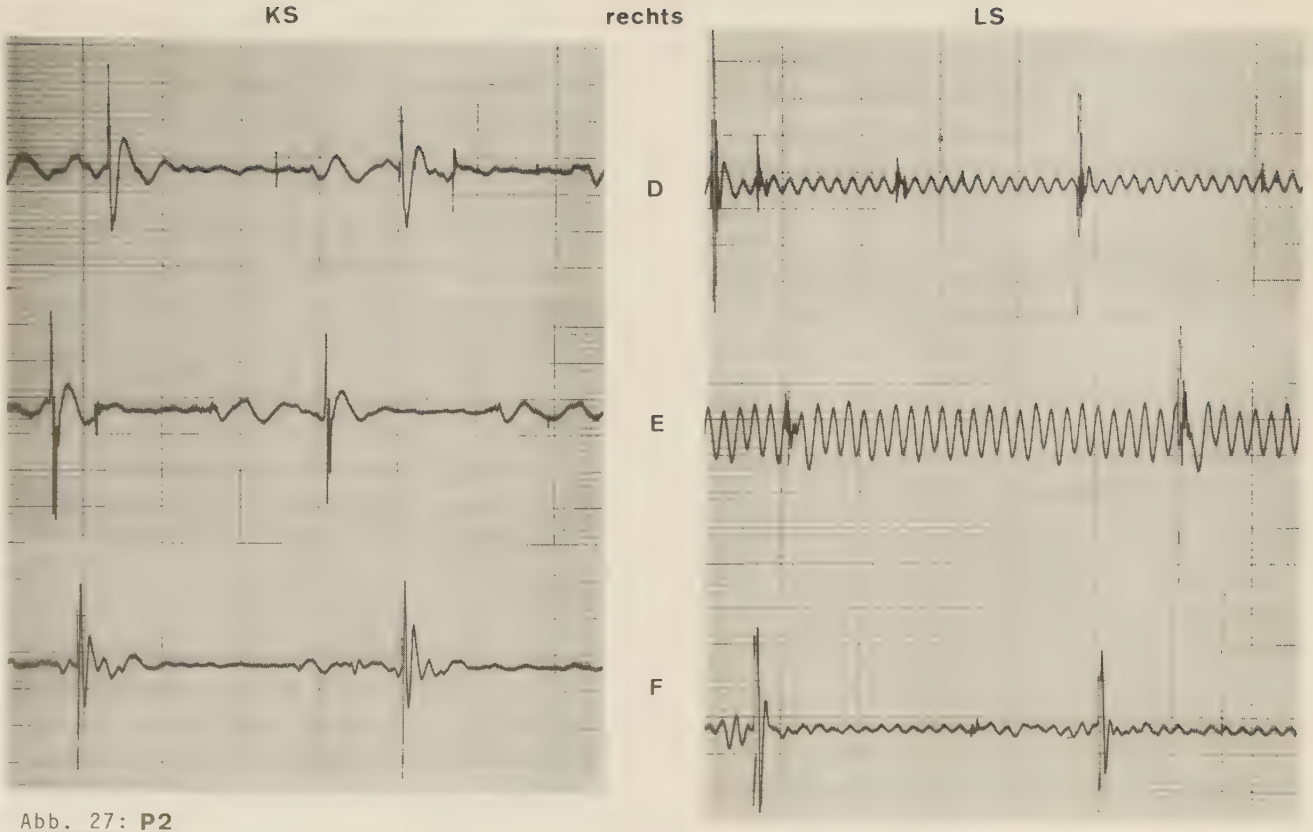


Abb. 27: **P2**

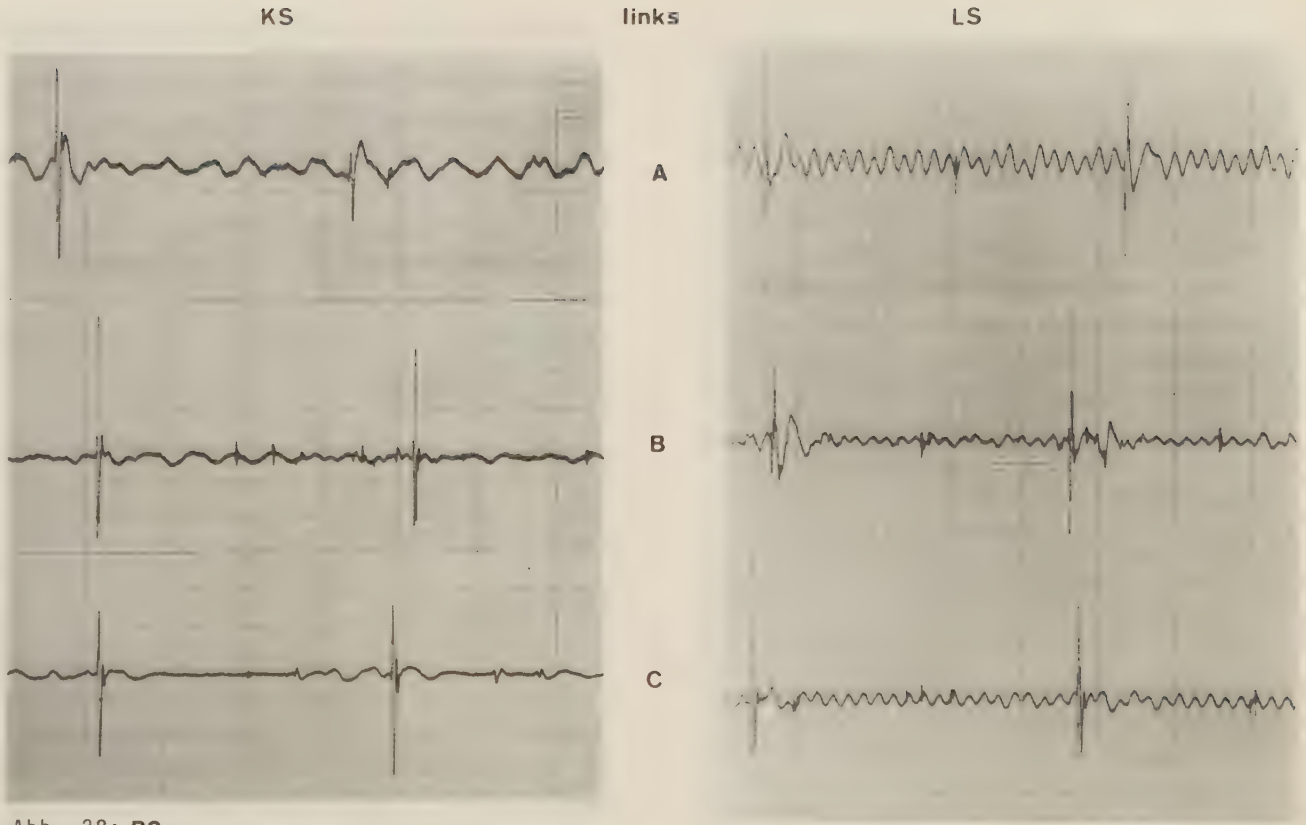


Abb. 28: **P2**

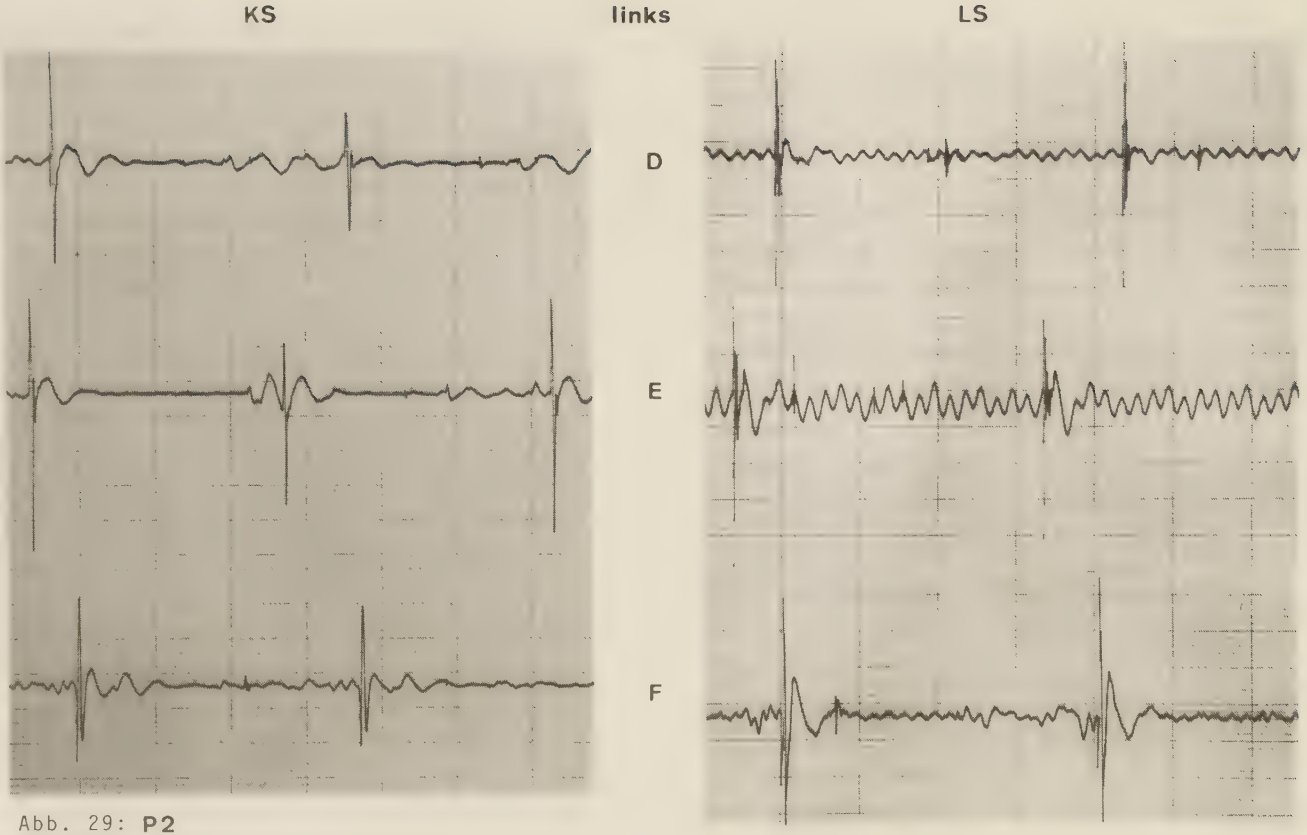


Abb. 29: **P2**

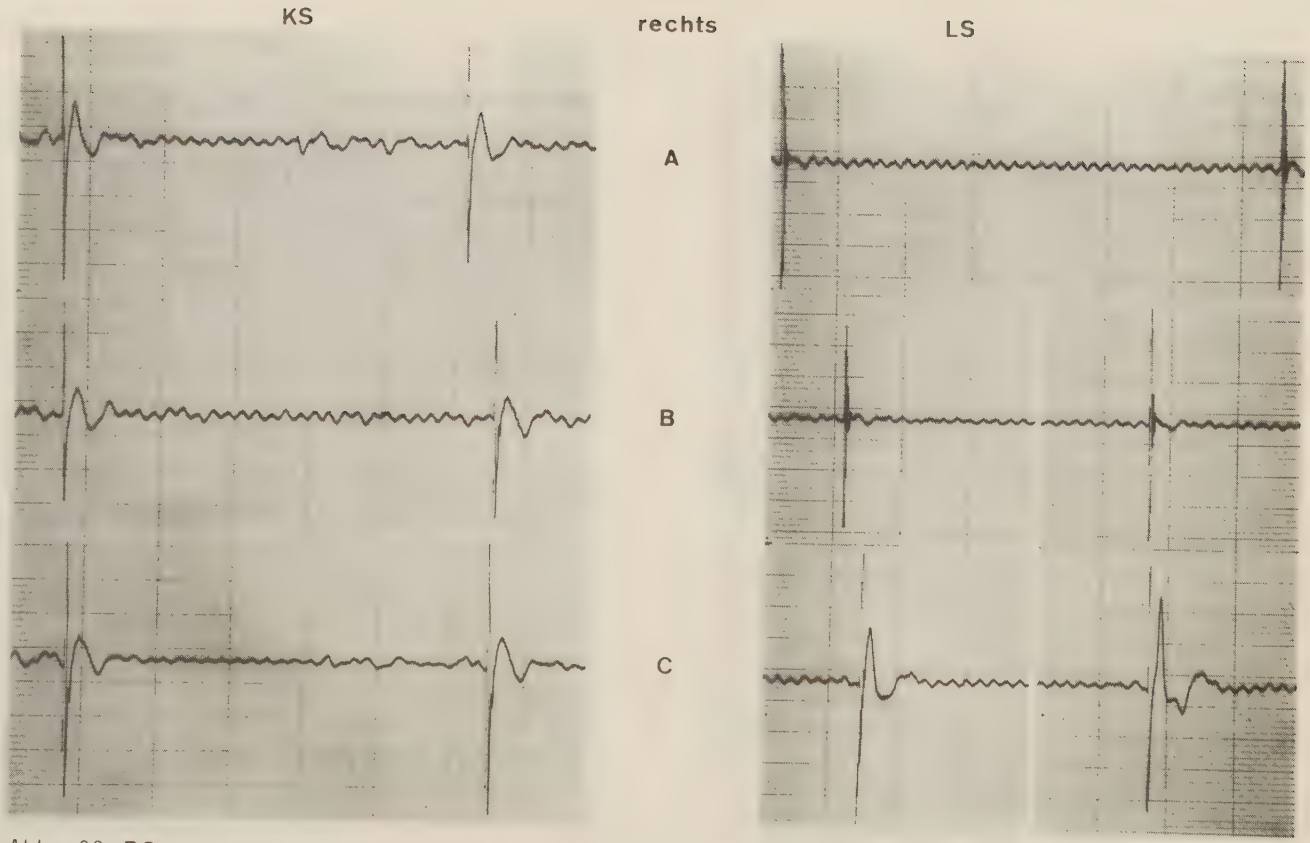


Abb. 30: **P3**

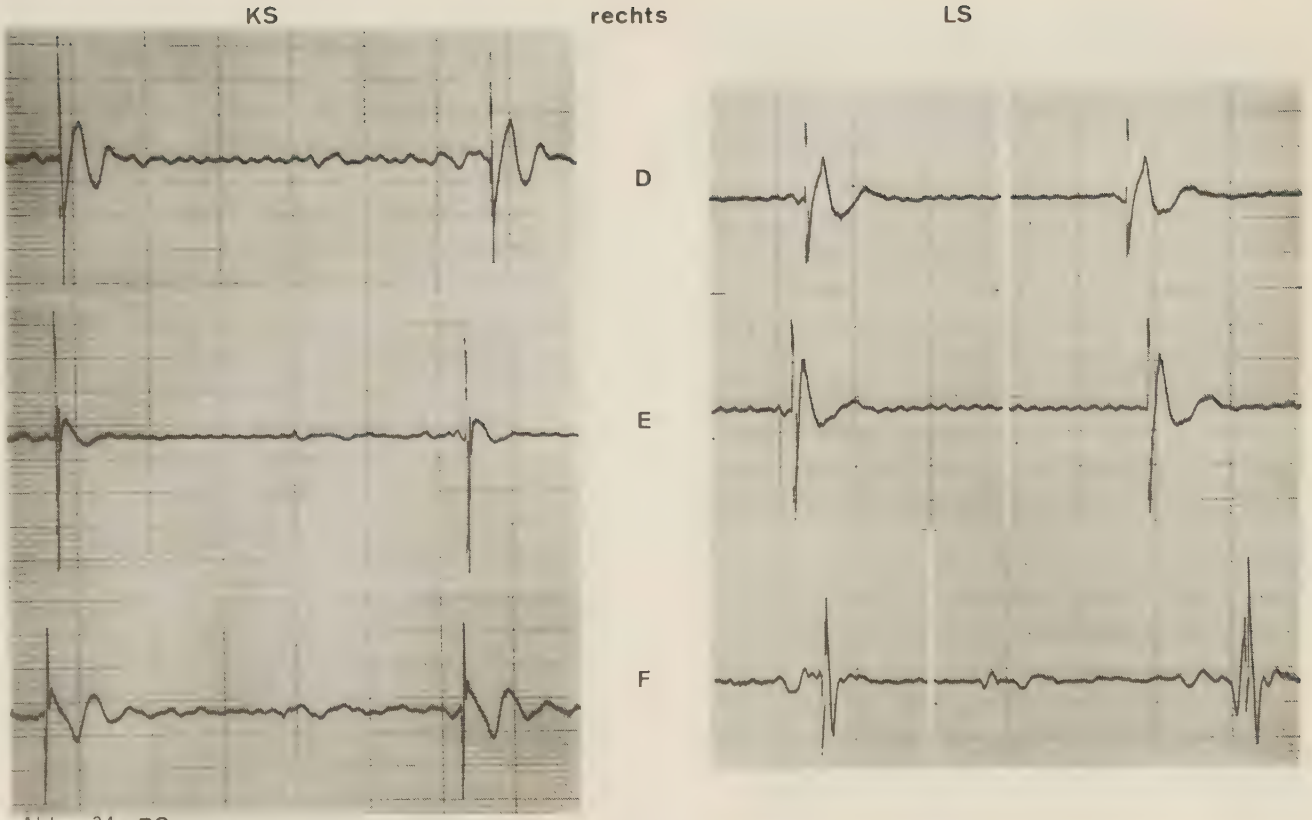


Abb. 31: P3

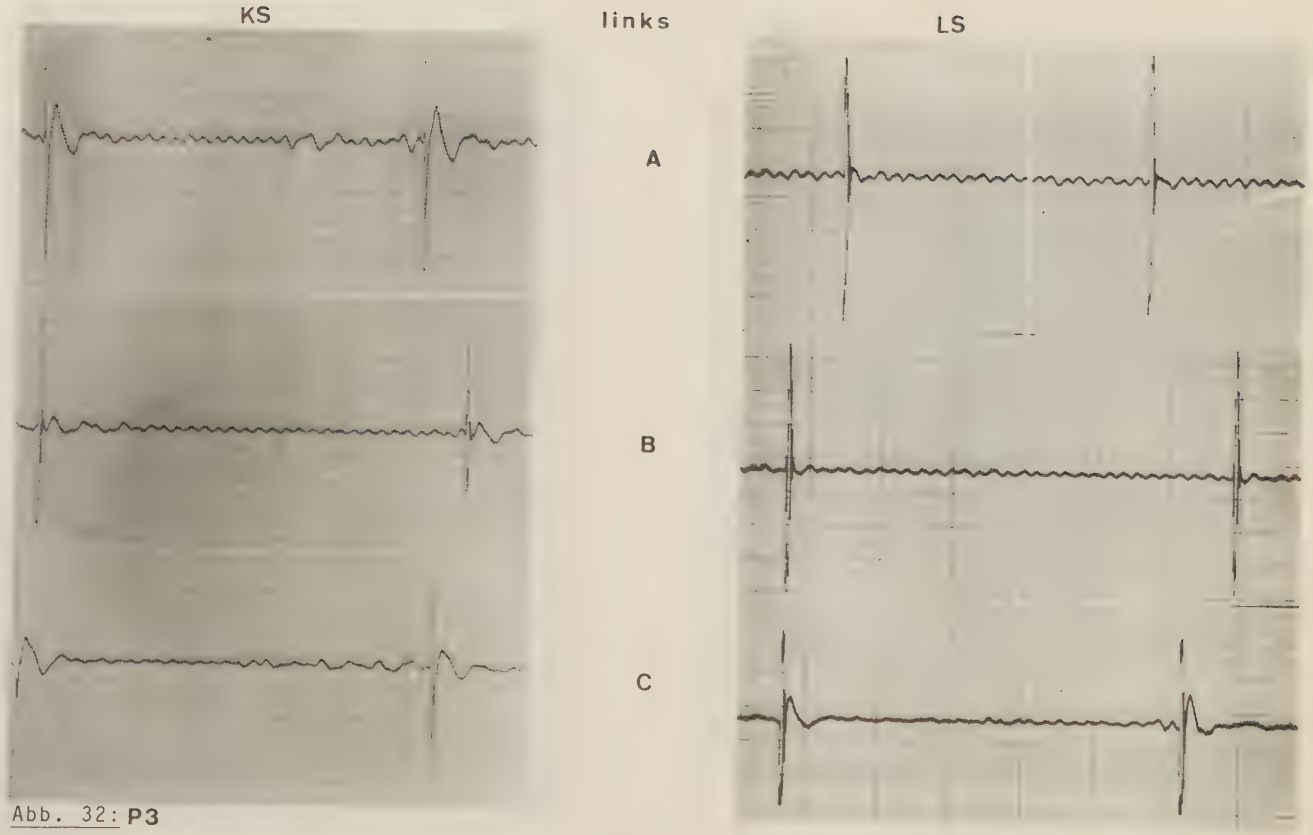


Abb. 32: P3

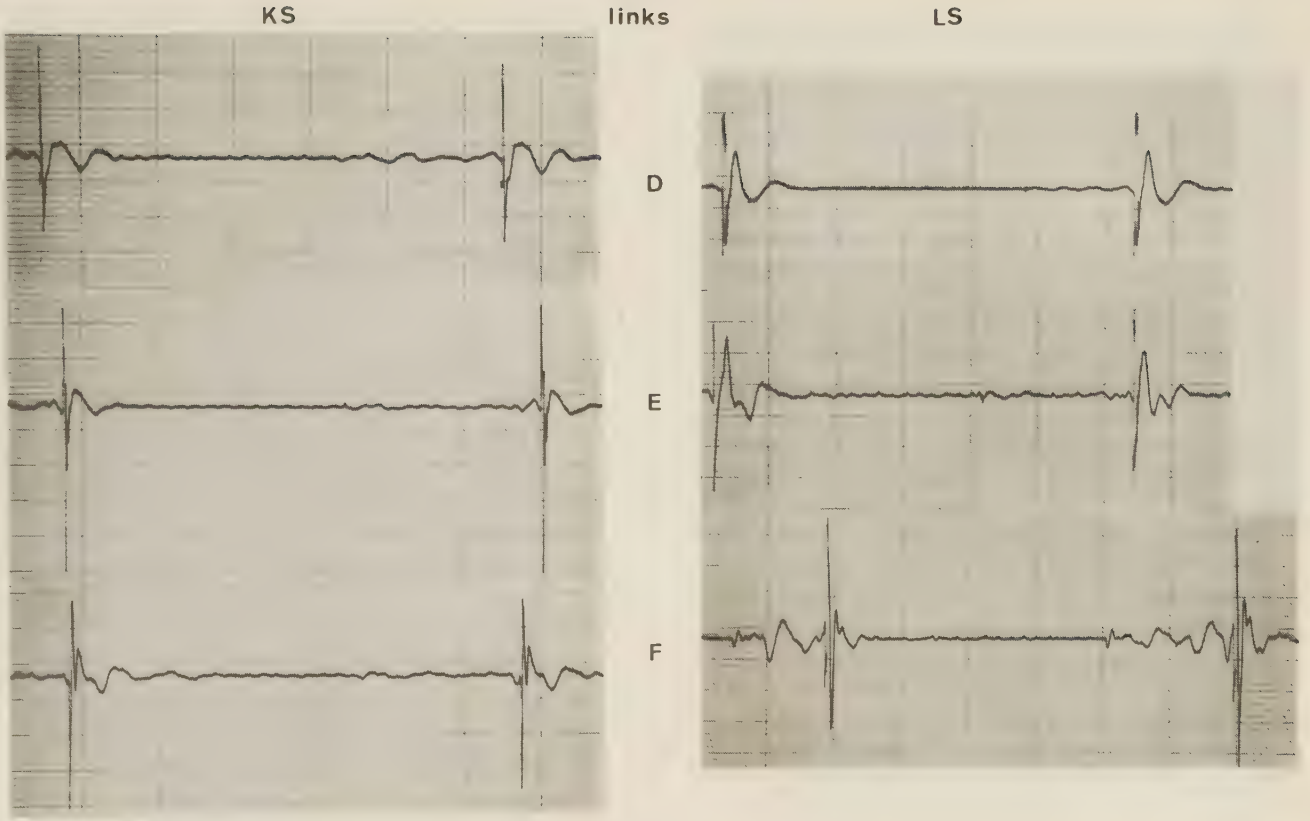


Abb. 33: P3

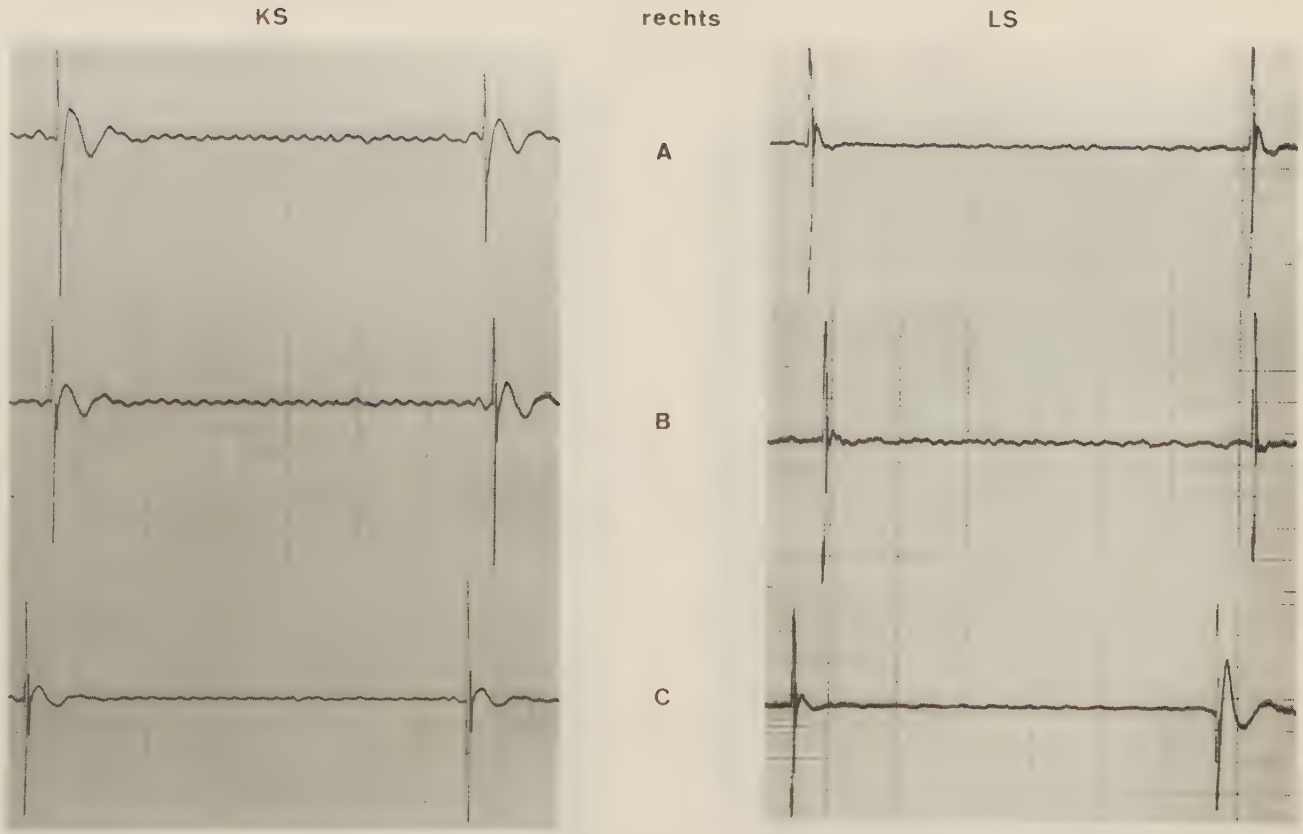


Abb. 34: **P4**

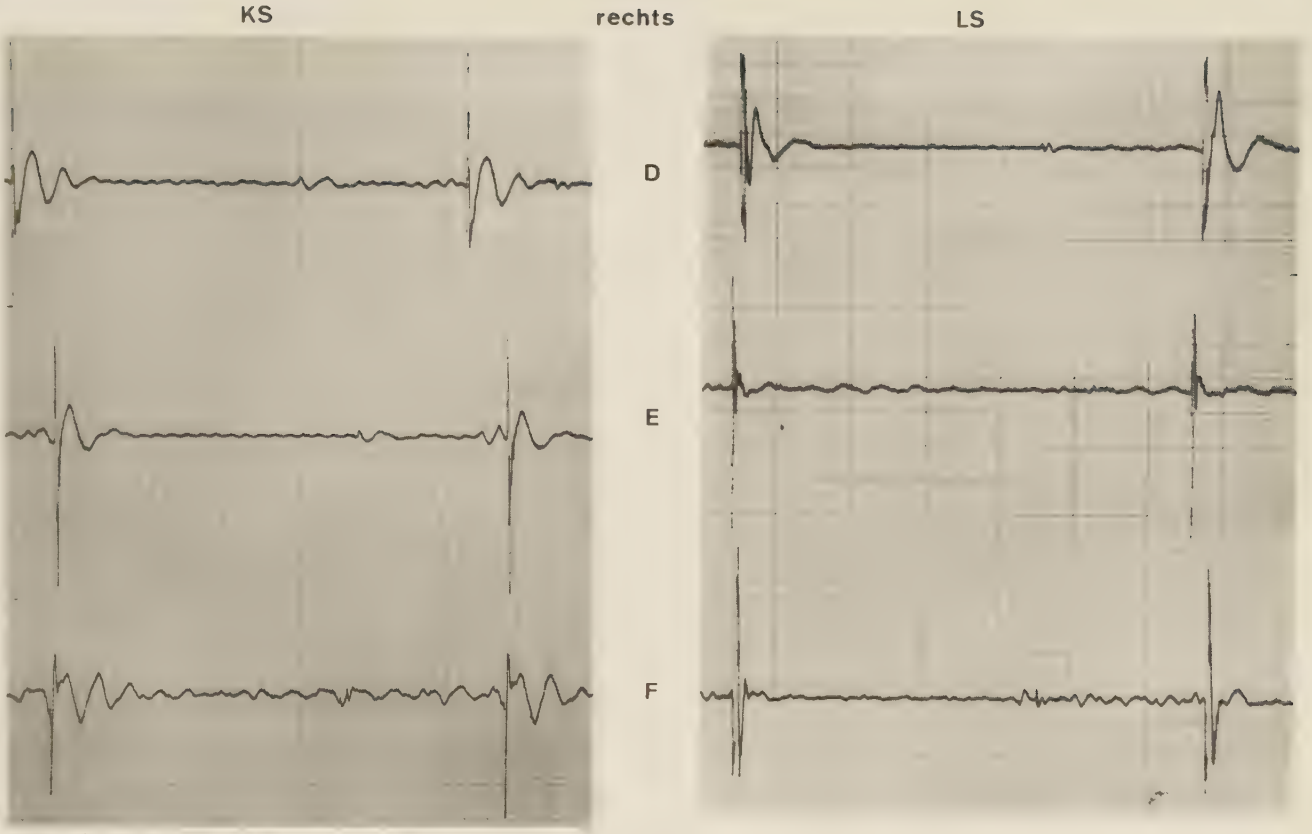


Abb. 35: P4

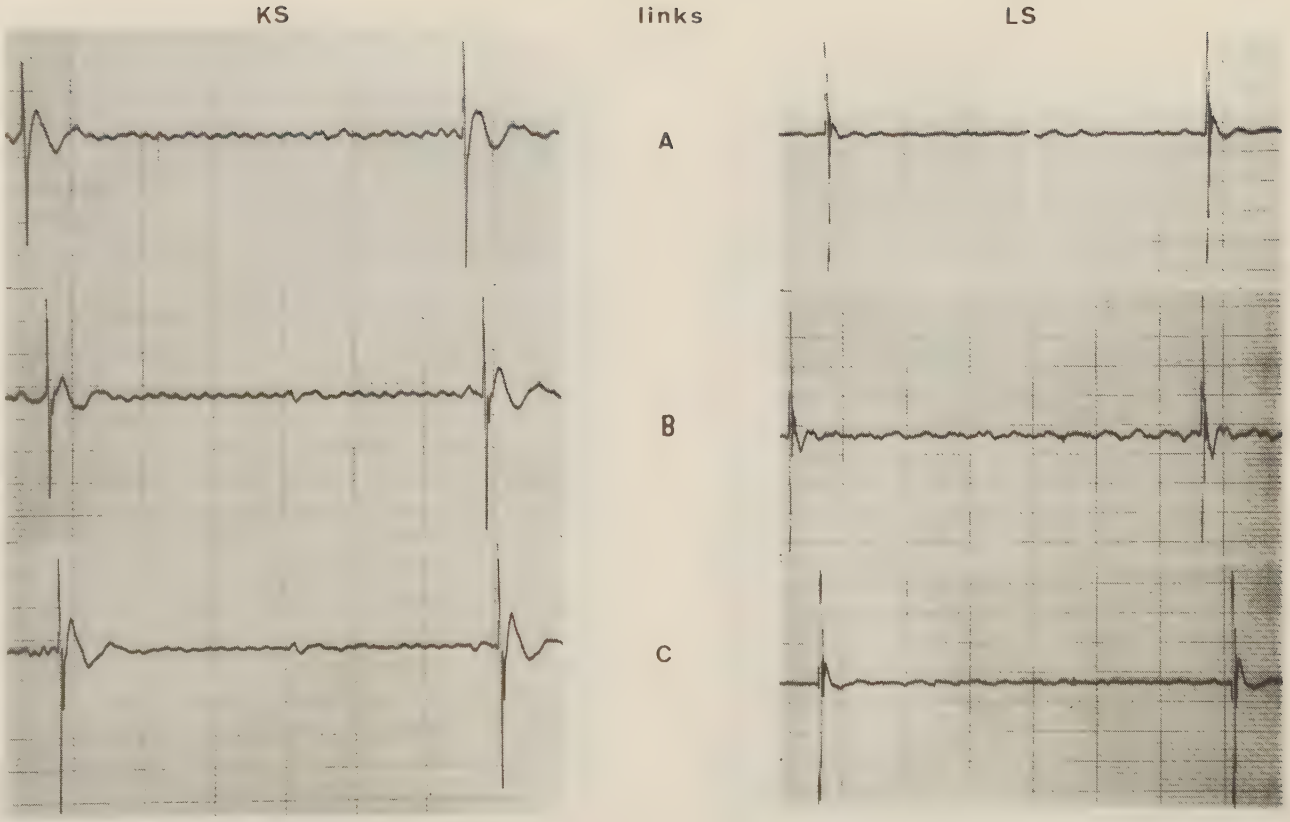


Abb. 36: **P4**

KS

links

LS

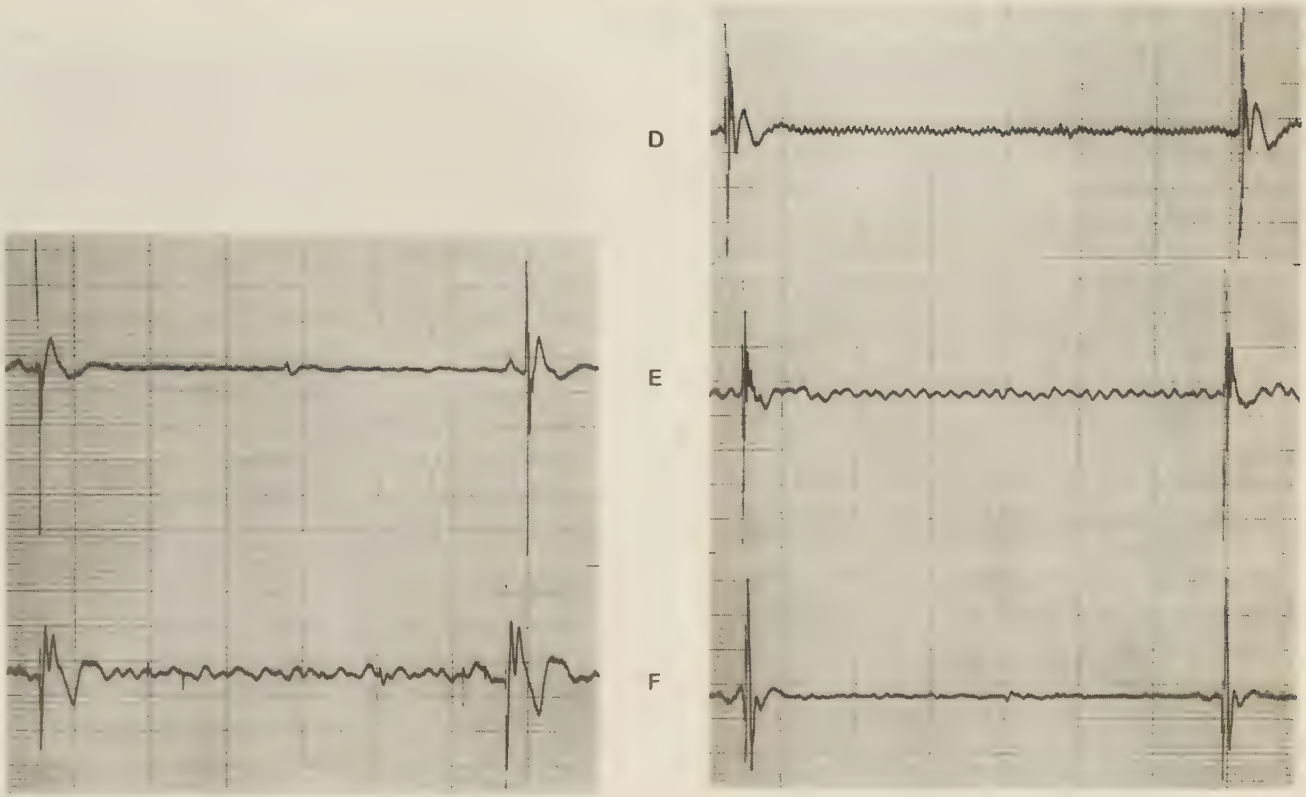


Abb. 37: **P4**

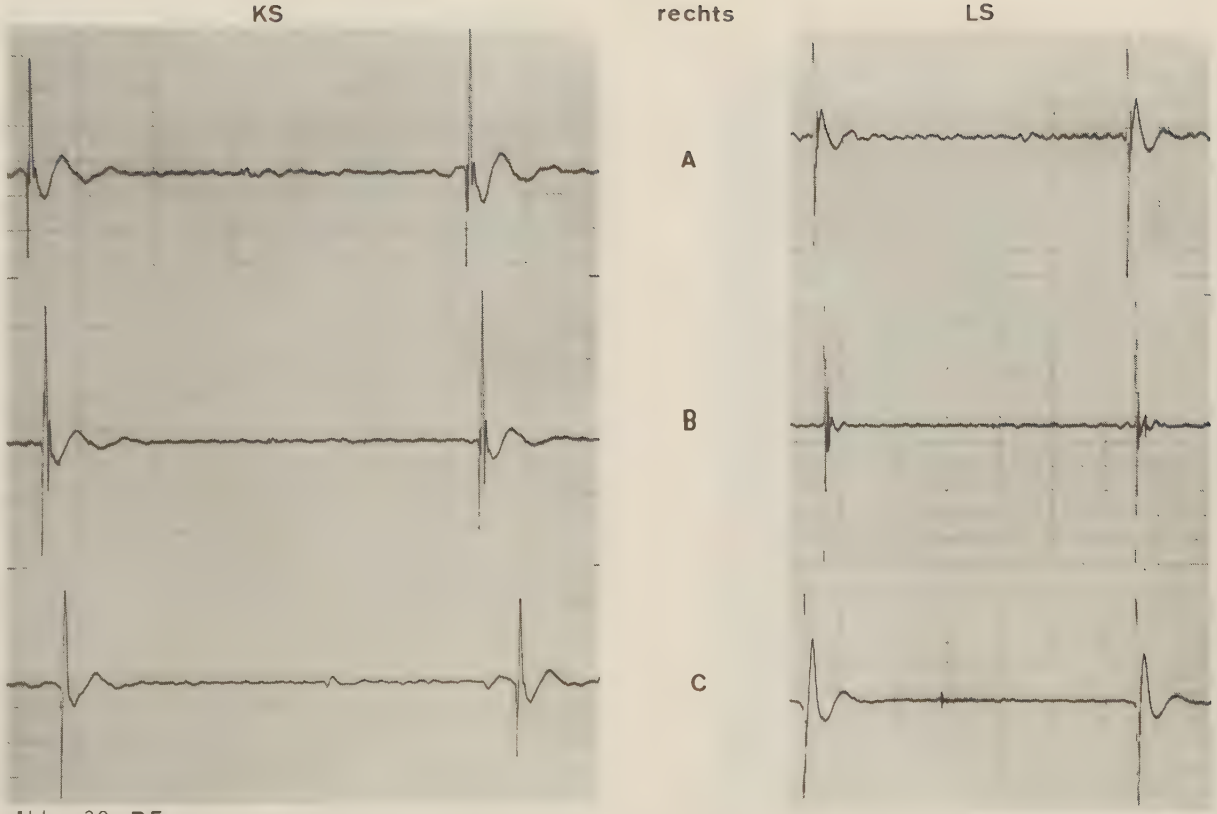


Abb. 38: **P5**

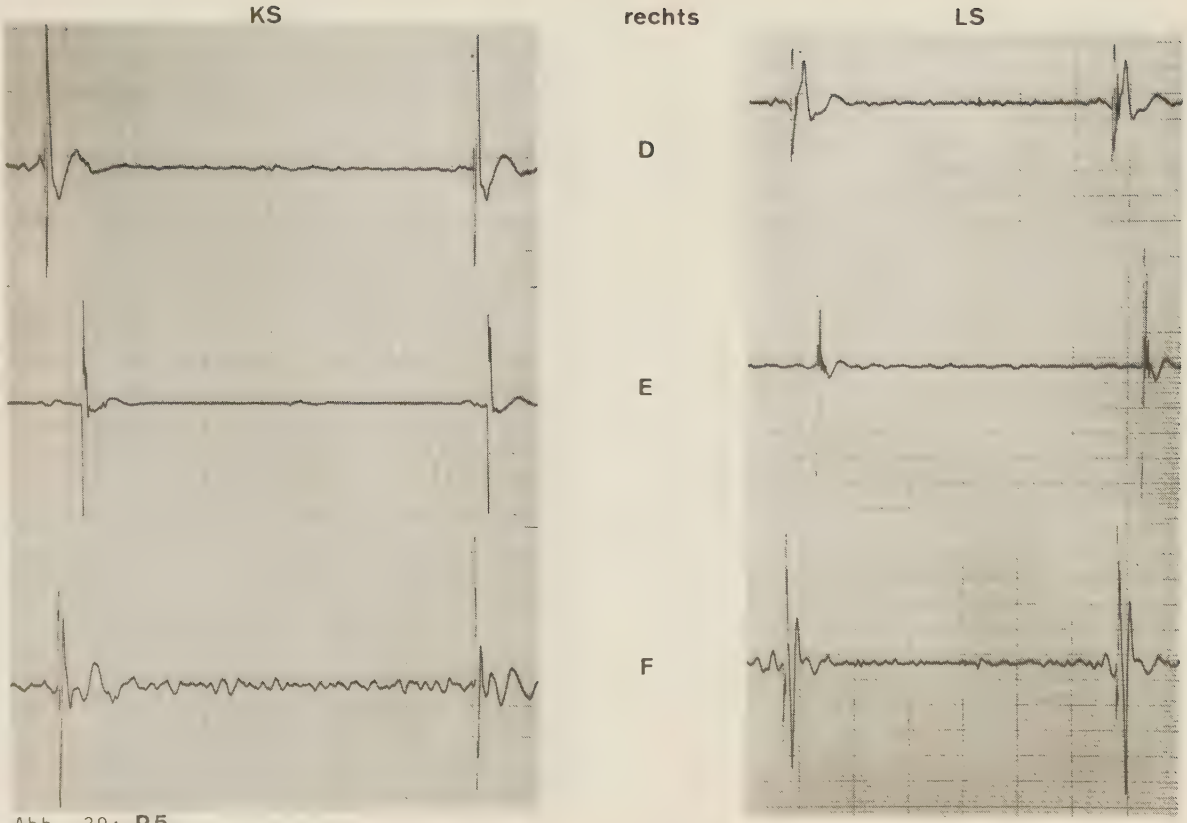


Abb. 39: P5

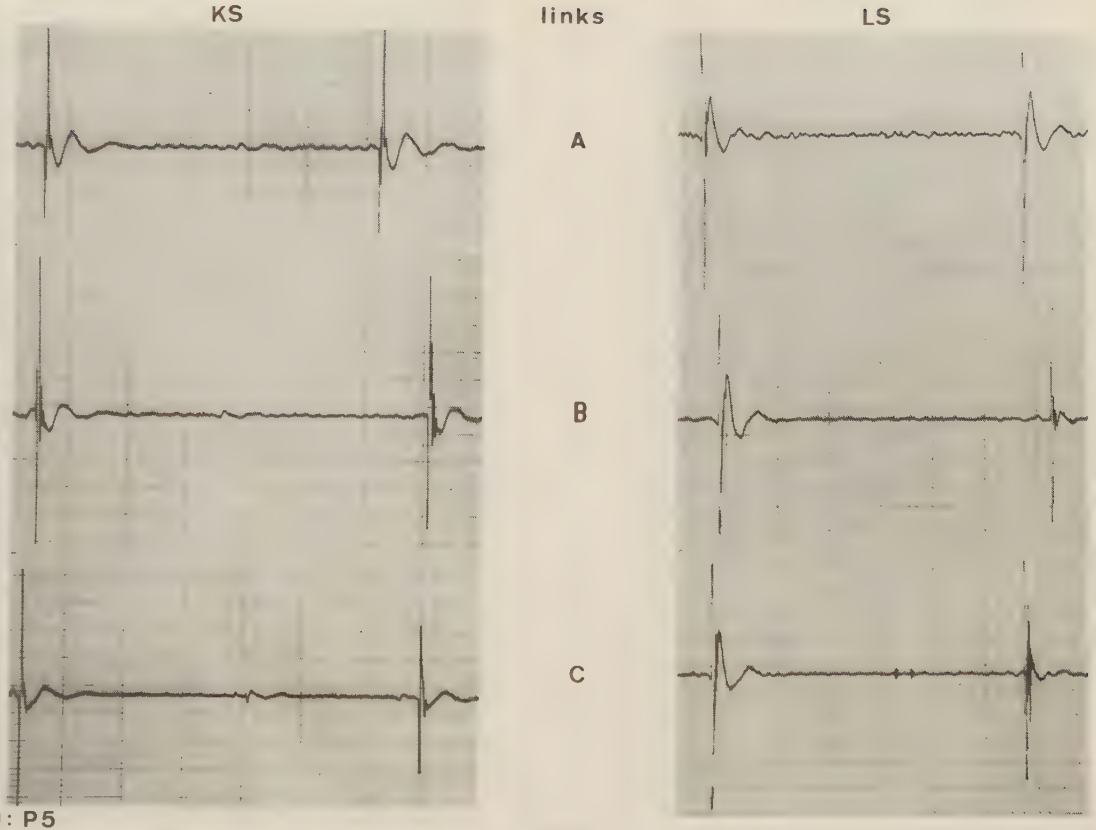


Abb. 40: P5

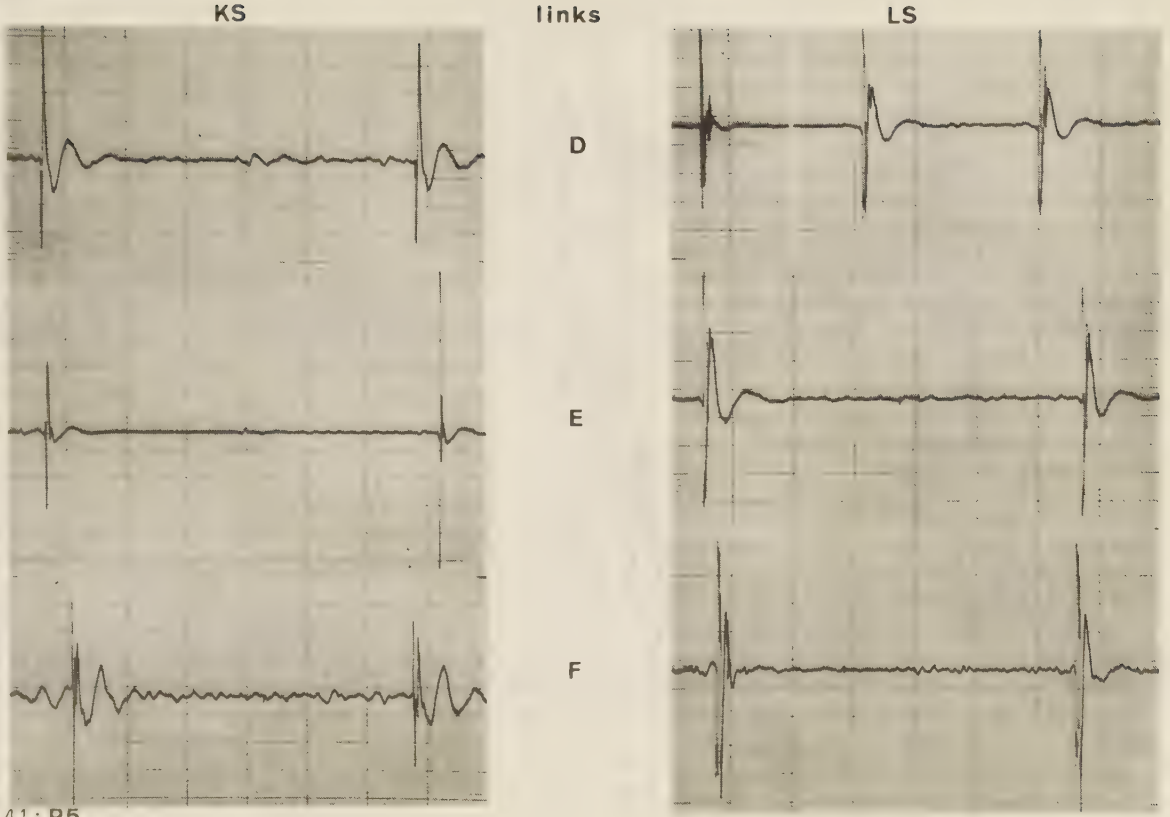


Abb. 41: P5

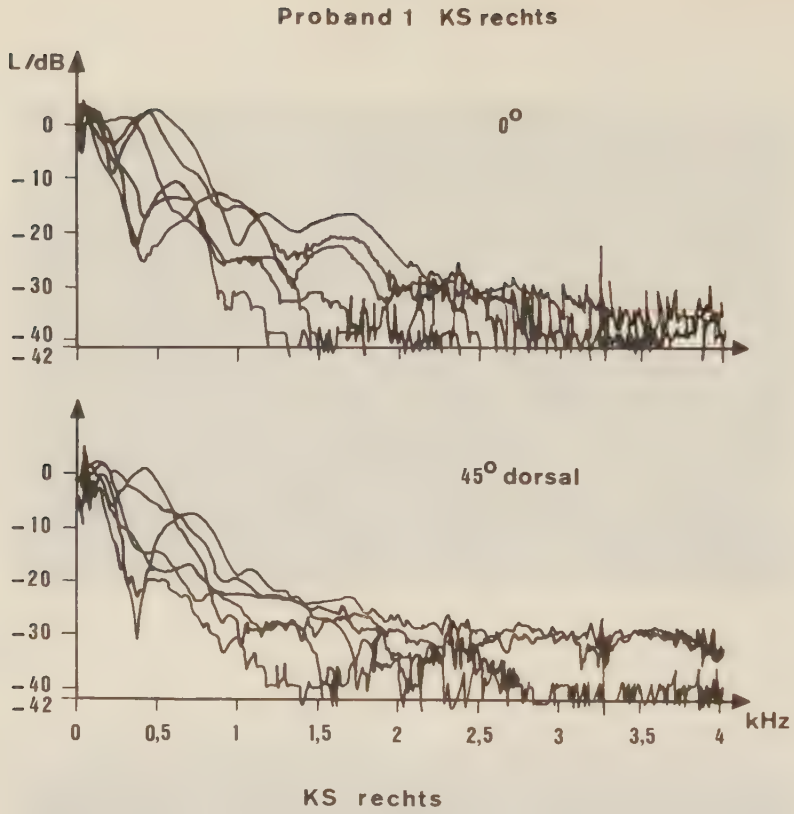

Proband 1 KS rechts
L/dB
0
-10
-20
-30
-40
-42
0°
45° dorsal
0
0,5
1
1,5
2
2,5
3
3,5
4
kHz
KS rechts

Abb. 42:

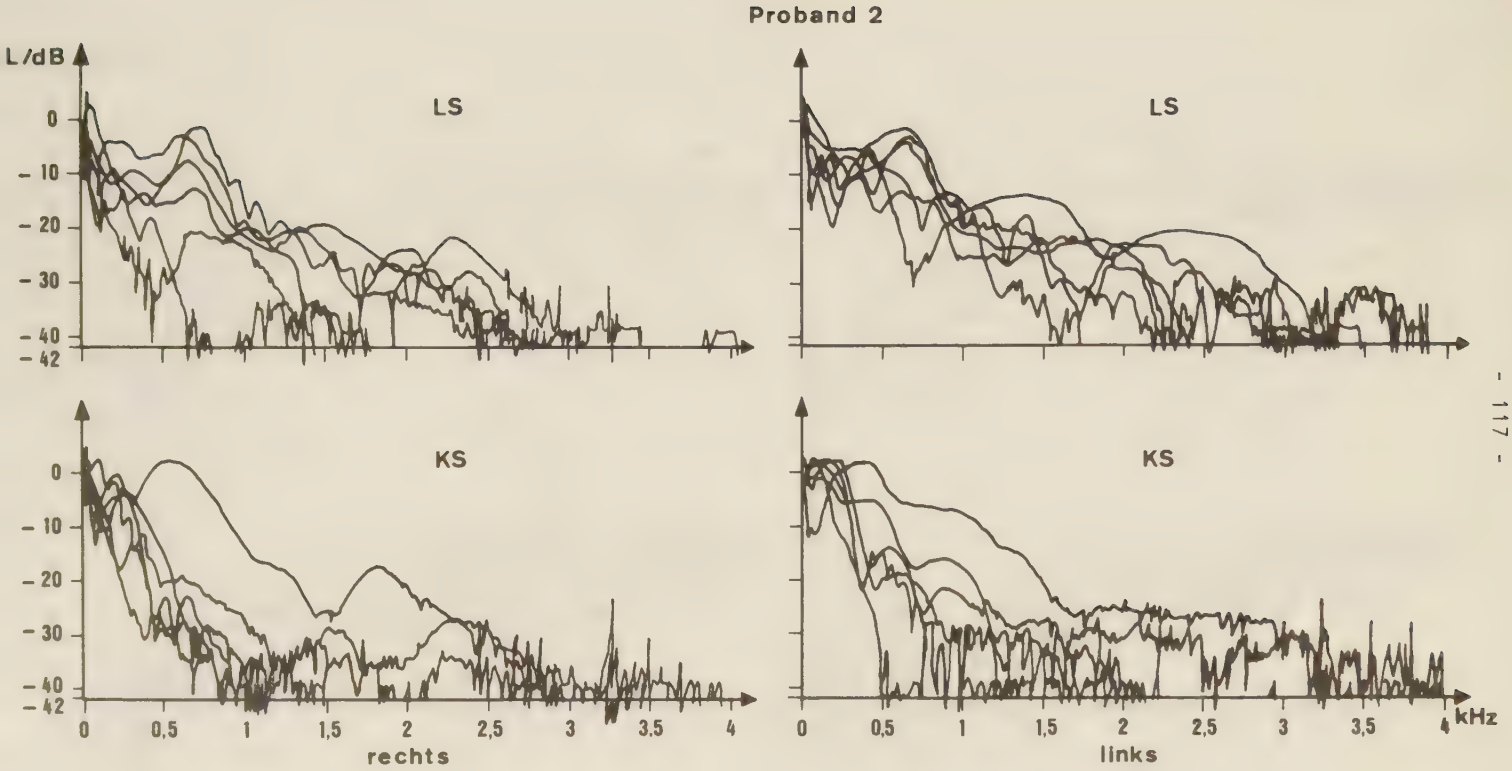

Proband 2
L/dB
0
– 10
– 20
– 30
– 40
– 42
LS
LS
KS
KS
0
0,5
1
1,5
2
2,5
3
3,5
4
kHz
rechts
links

Abb. 43:

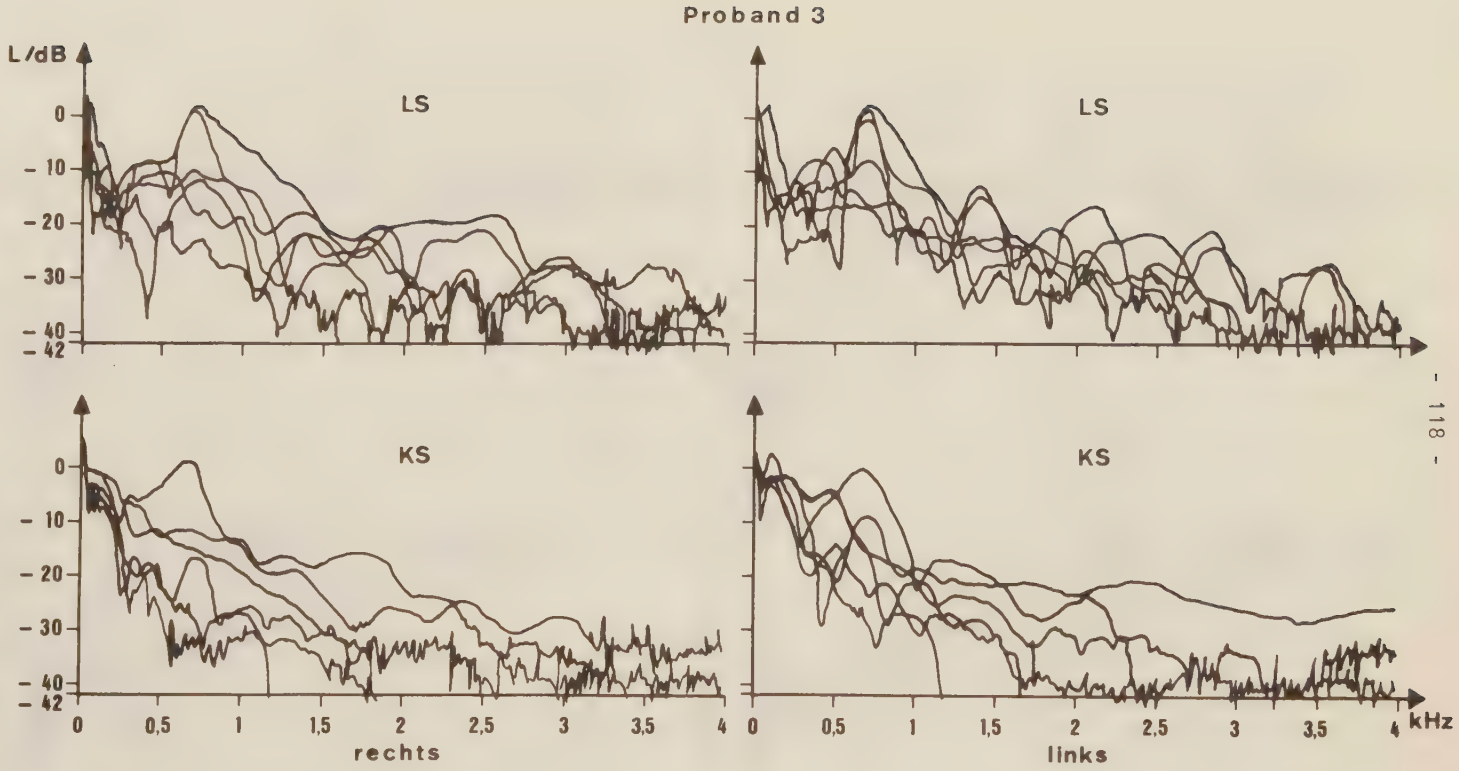

Proband 3
L/dB
0
- 10
- 20
- 30
- 40
- 42
LS
LS
KS
KS
0
0,5
1
1,5
2
2,5
3
3,5
4
kHz
rechts
links

Abb. 44:

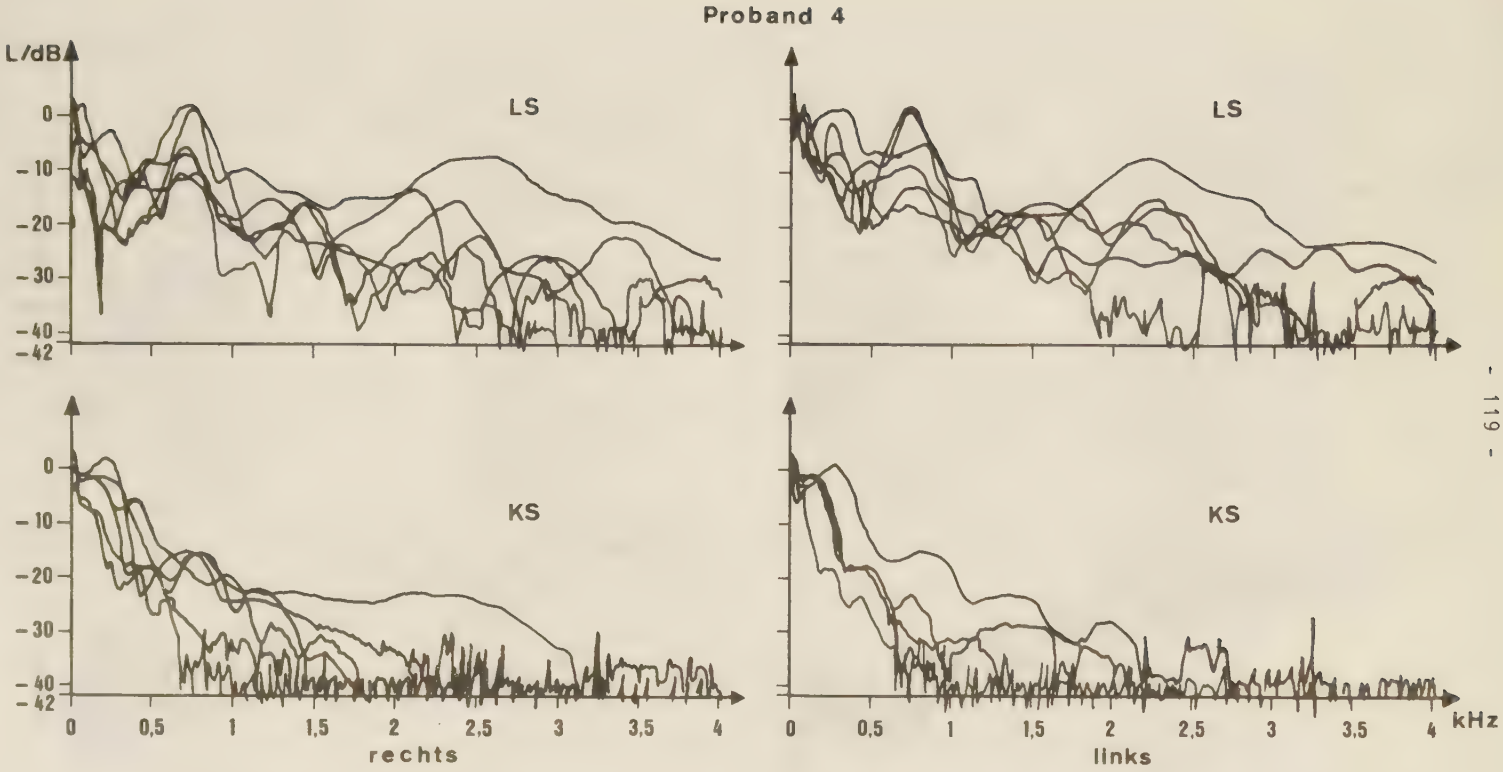

Proband 4
L/dB
0
-10
-20
-30
-40
-42
LS
LS
KS
KS
0
0,5
1
1,5
2
2,5
3
3,5
4
kHz
rechts
links

Abb. 45:

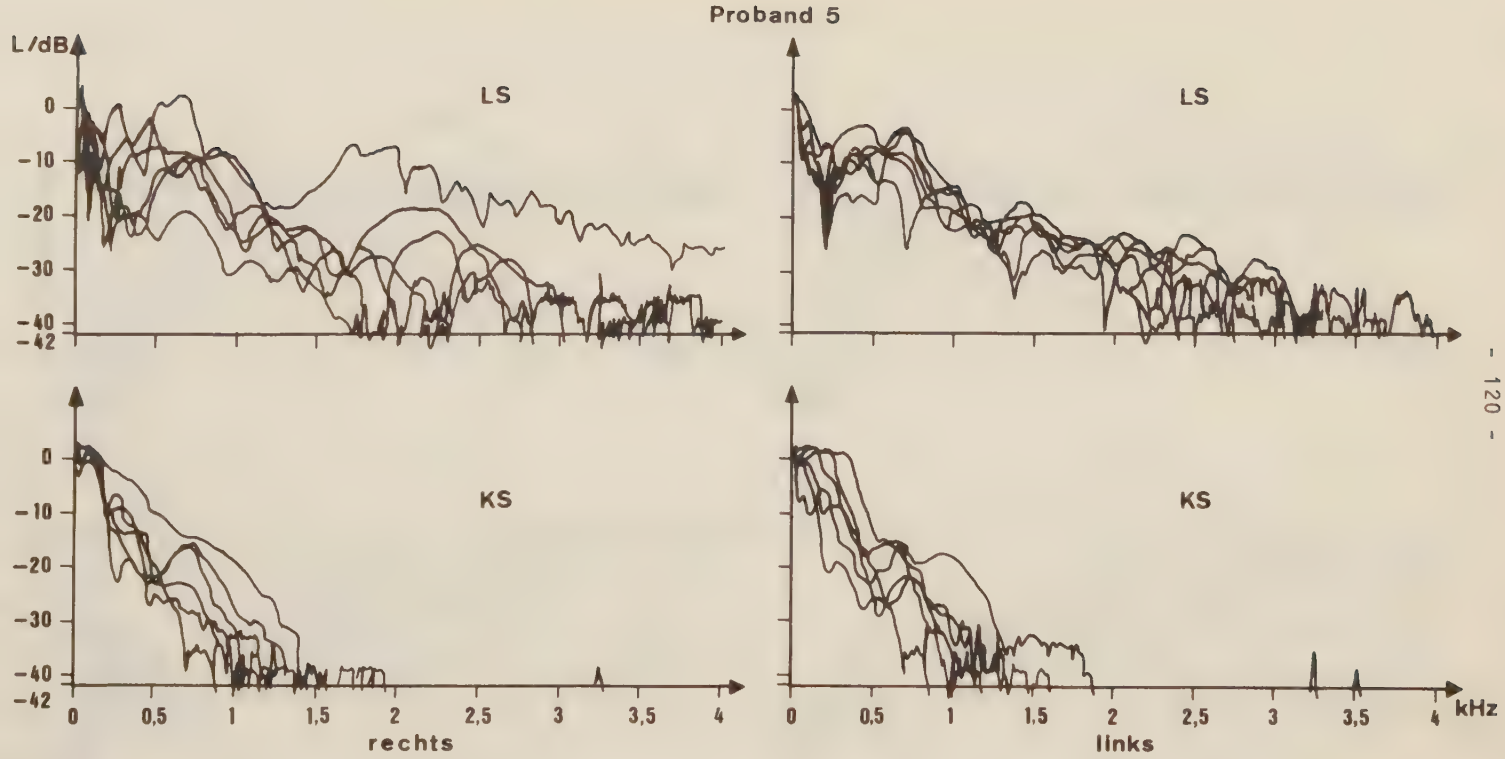

Proband 5
L/dB
LS
LS
KS
KS
0
-10
-20
-30
-40
-42
0
0,5
1
1,5
2
2,5
3
3,5
4
kHz
rechts
links

Abb. 46:

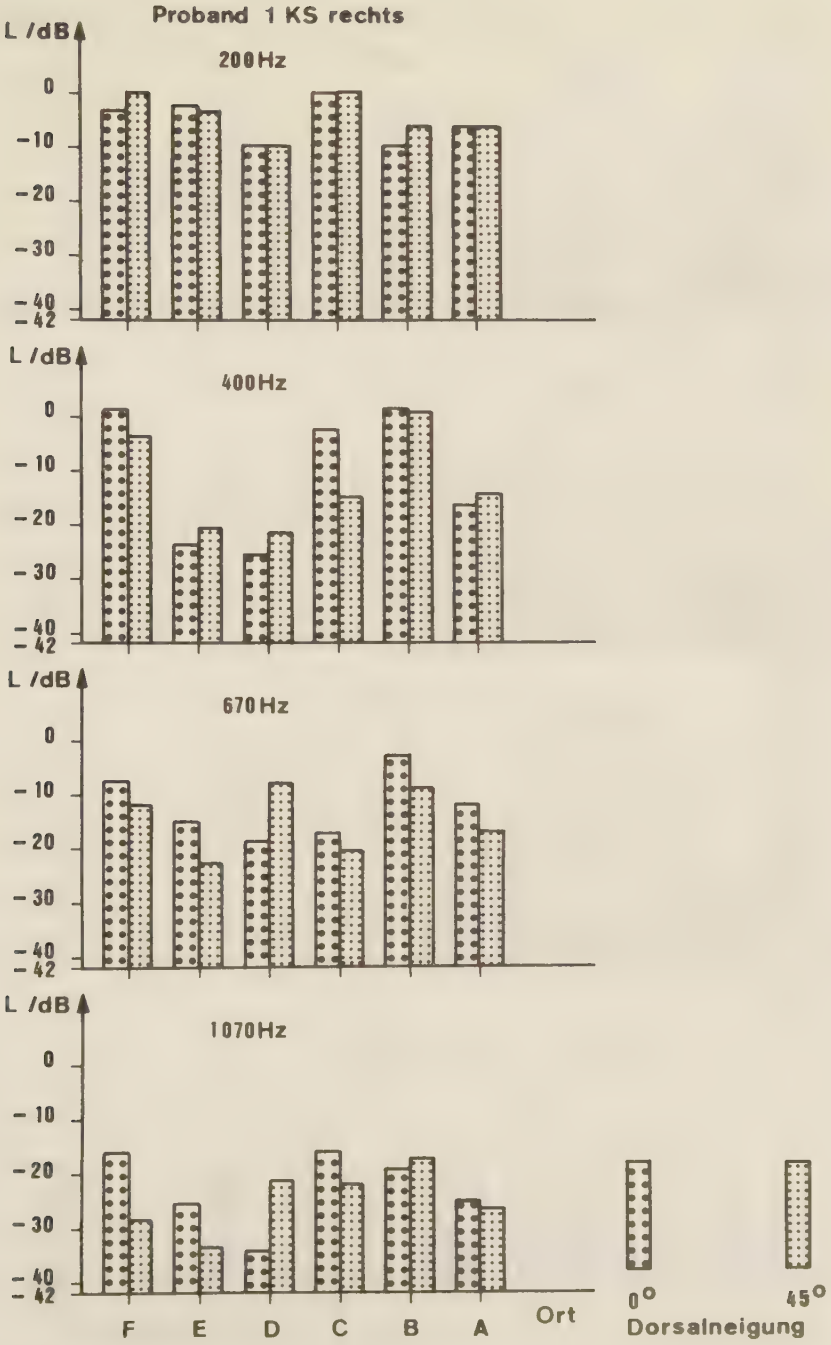

Proband 1 KS rechts
L /dB
200Hz
400Hz
670Hz
1070Hz
0
-10
-20
-30
-40
-42
F
E
D
C
B
A
Ort
0°
45°
Dorsalneigung

Abb. 47:

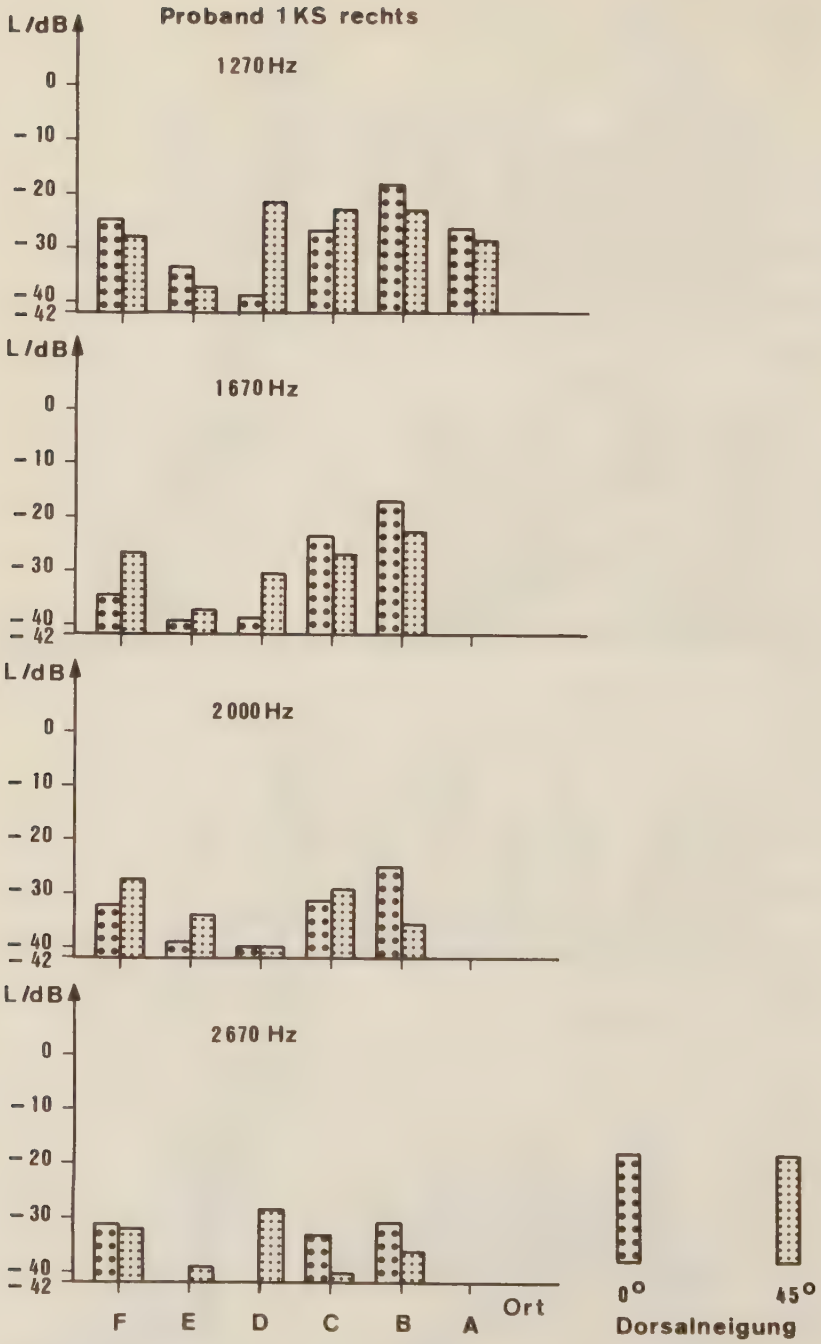

Proband 1 KS rechts
L/dB
1270 Hz
1670 Hz
2000 Hz
2670 Hz
0
- 10
- 20
- 30
- 40
- 42
F
E
D
C
B
A
Ort
0°
45°
Dorsalneigung

Abb. 48:

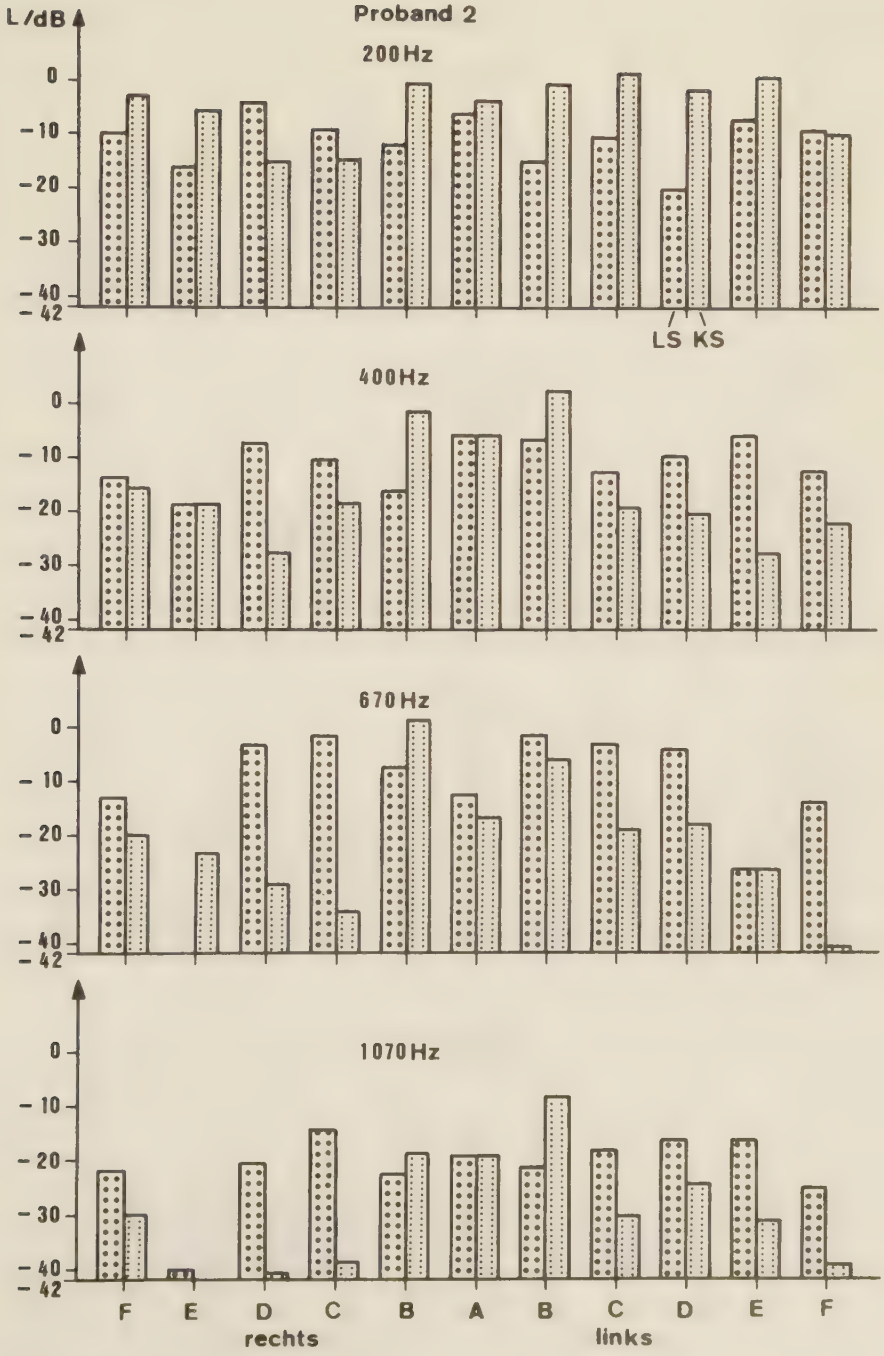

L/dB
Proband 2
200Hz
0
-10
-20
-30
-40
-42
LS KS
400Hz
670Hz
1070Hz
F E D C B A B C D E F
rechts
links

Abb. 49:

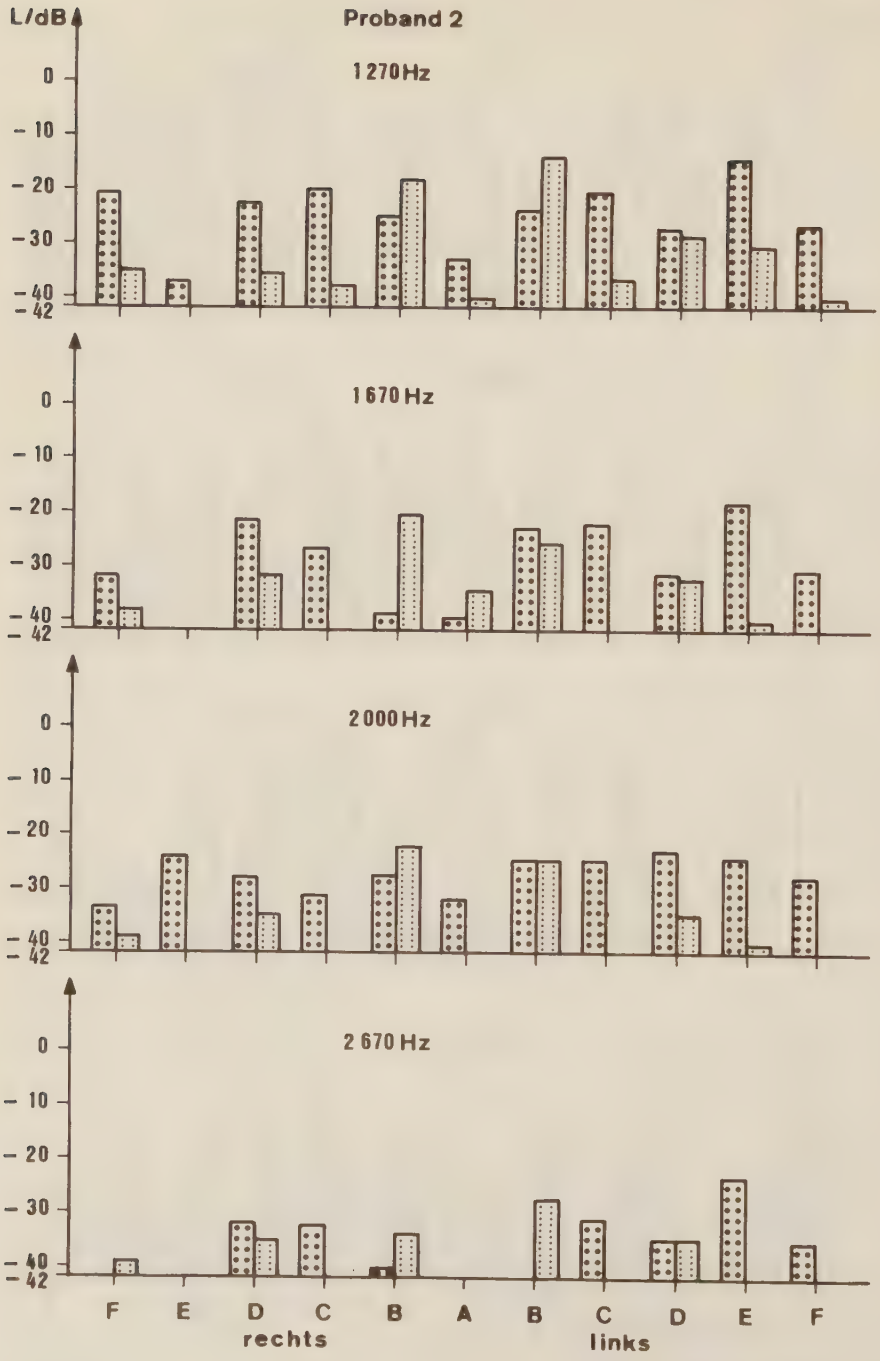

L/dB
Proband 2
1270Hz
1670Hz
2000Hz
2670Hz
0
- 10
- 20
- 30
- 40
- 42
F E D C B A B C D E F
rechts
links

Abb. 50:

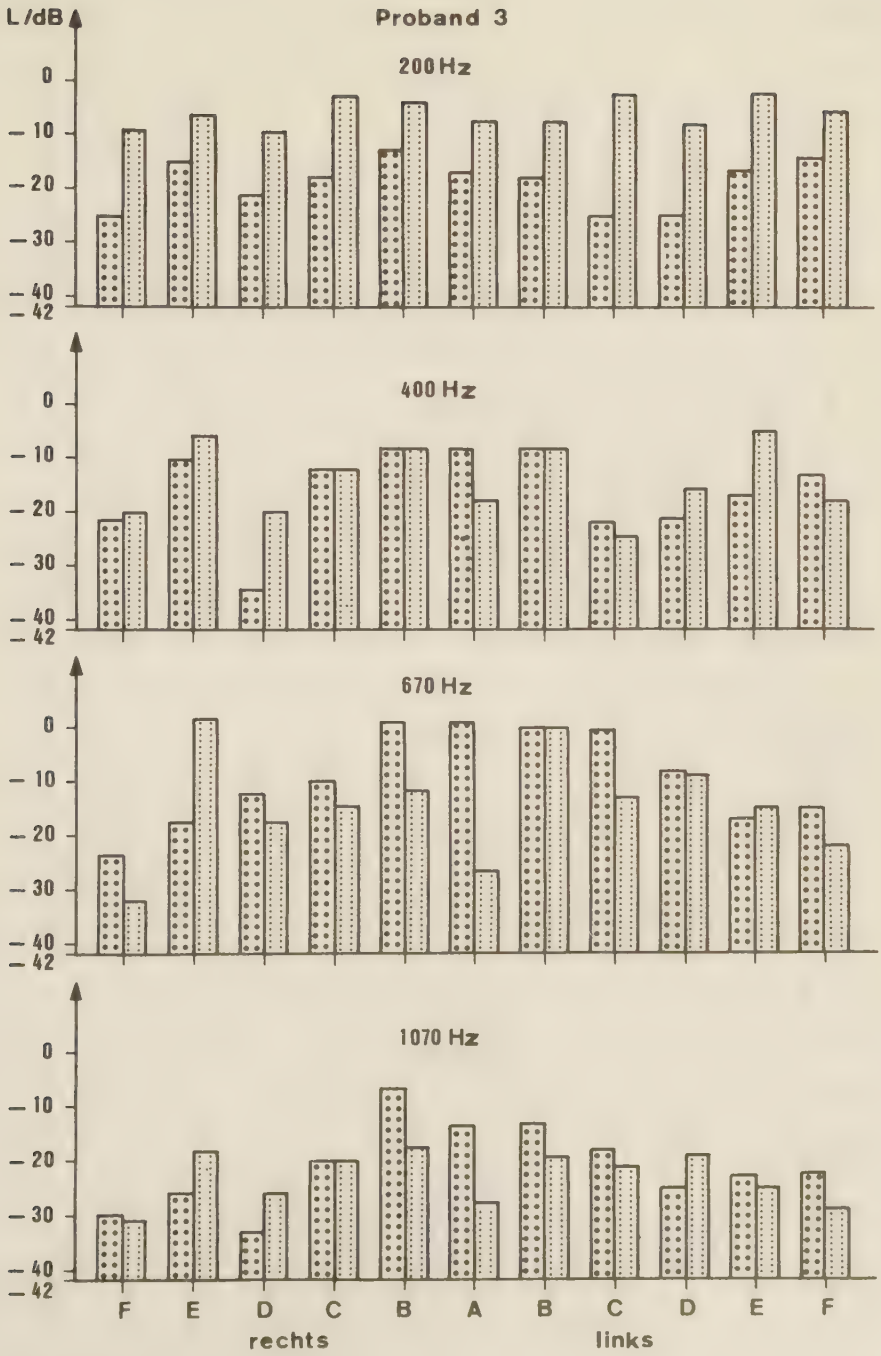

L/dB
Proband 3
200 Hz
400 Hz
670 Hz
1070 Hz
0
– 10
– 20
– 30
– 40
– 42
F E D C B A B C D E F
rechts
links

Abb. 51:

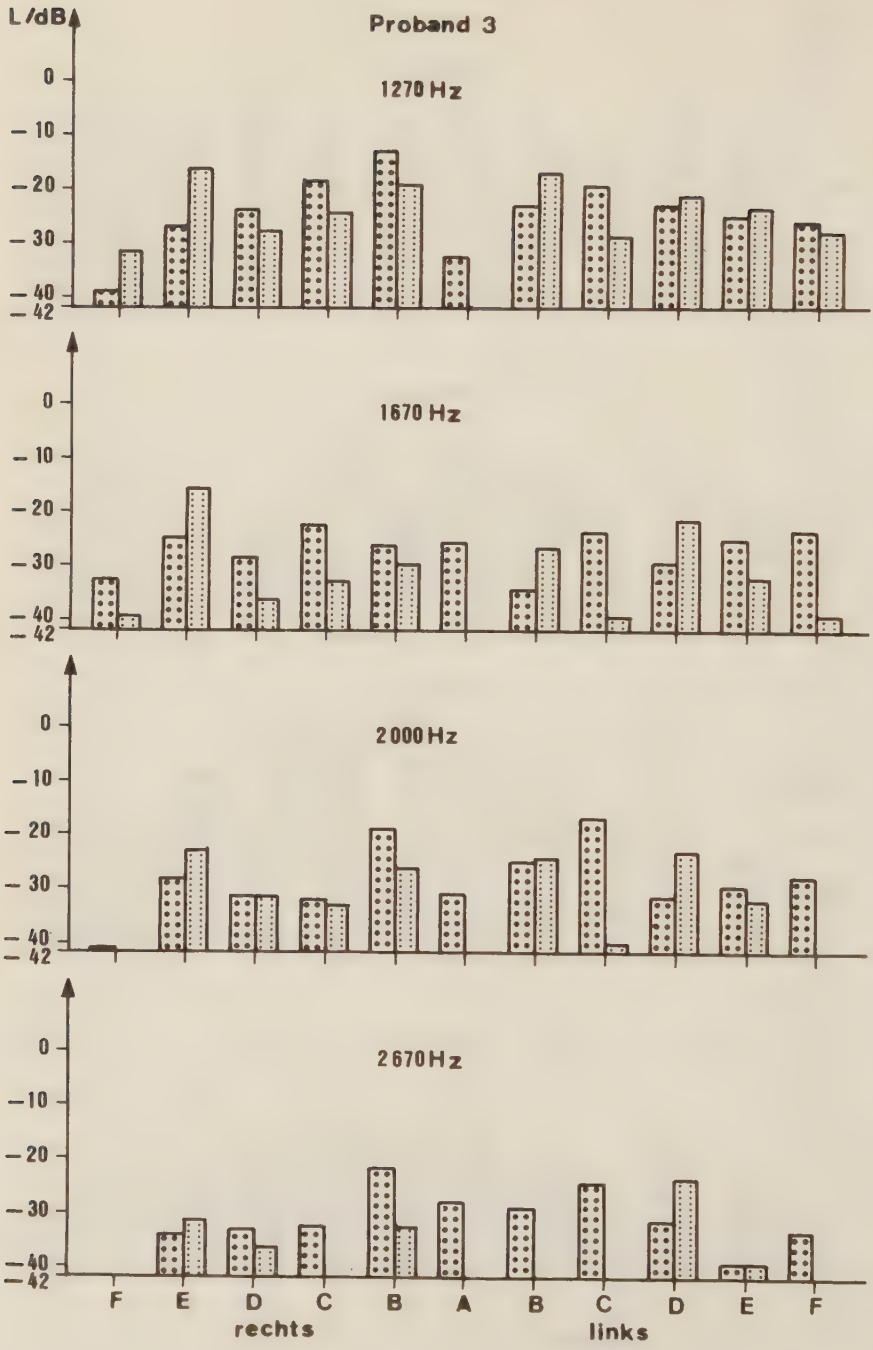

L/dB
Proband 3
1270 Hz
1670 Hz
2000 Hz
2670 Hz
0
– 10
– 20
– 30
– 40
– 42
F E D C B A B C D E F
rechts
links

Abb. 52:

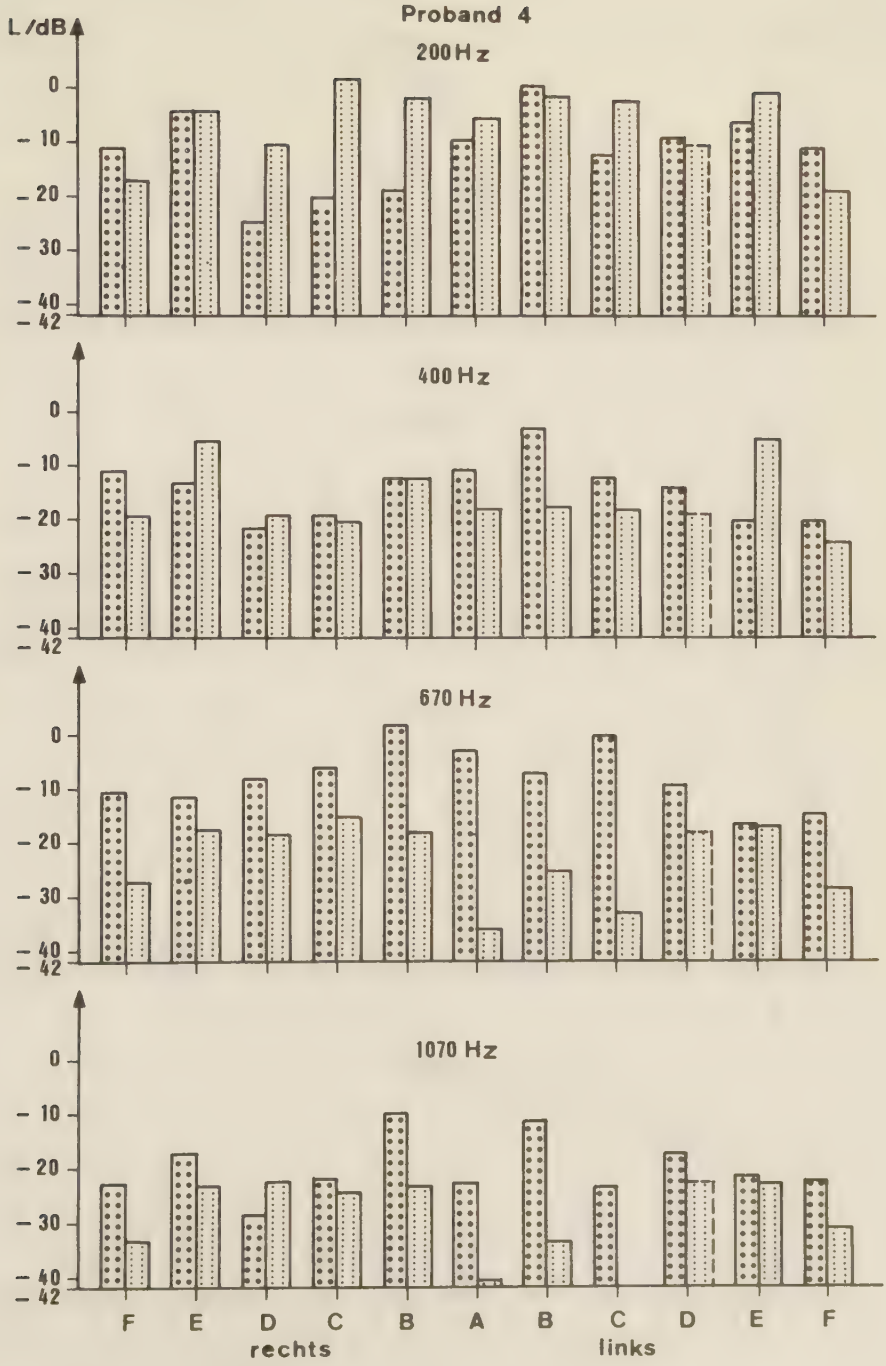

Proband 4
L/dB
200 Hz
400 Hz
670 Hz
1070 Hz
0
- 10
- 20
- 30
- 40
- 42
F E D C B A B C D E F
rechts
links

Abb. 53:

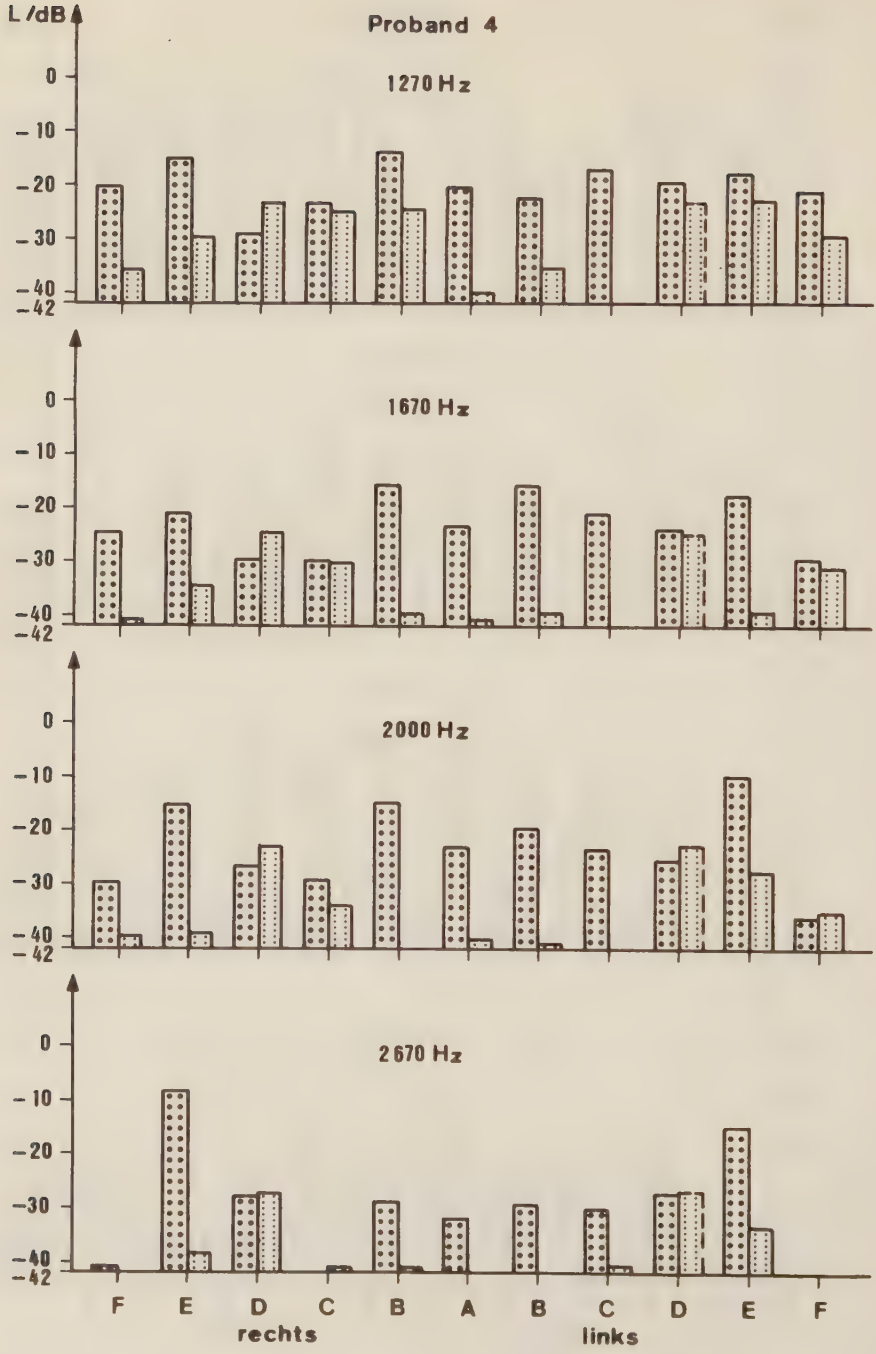

L/dB
Proband 4
1270 Hz
1670 Hz
2000 Hz
2670 Hz
0
-10
-20
-30
-40
-42
F E D C B A B C D E F
rechts
links

Abb. 54:

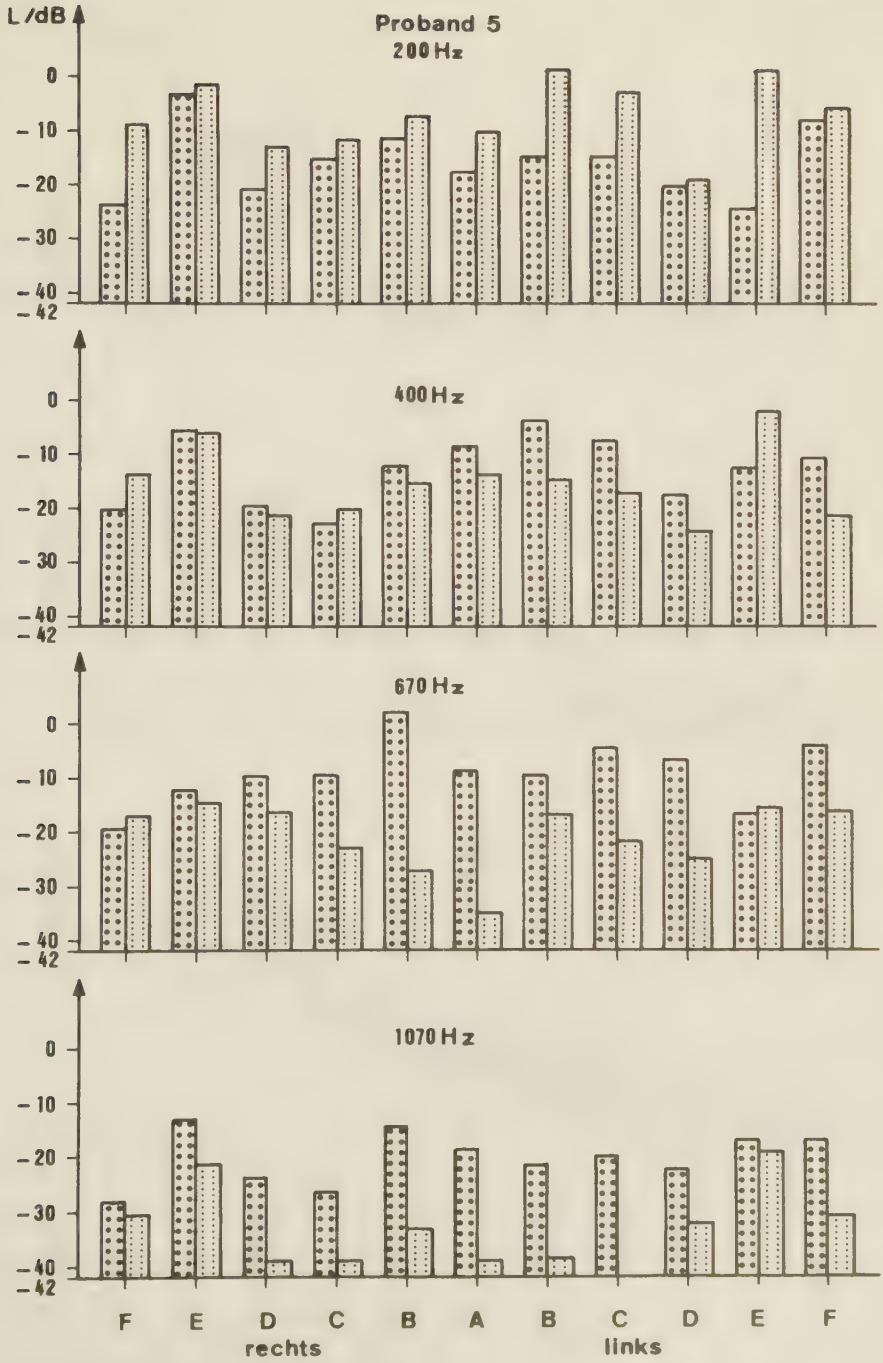

L/dB
Proband 5
200 Hz
400 Hz
670 Hz
1070 Hz
0
-10
-20
-30
-40
-42
F E D C B A B C D E F
rechts
links

Abb. 55:

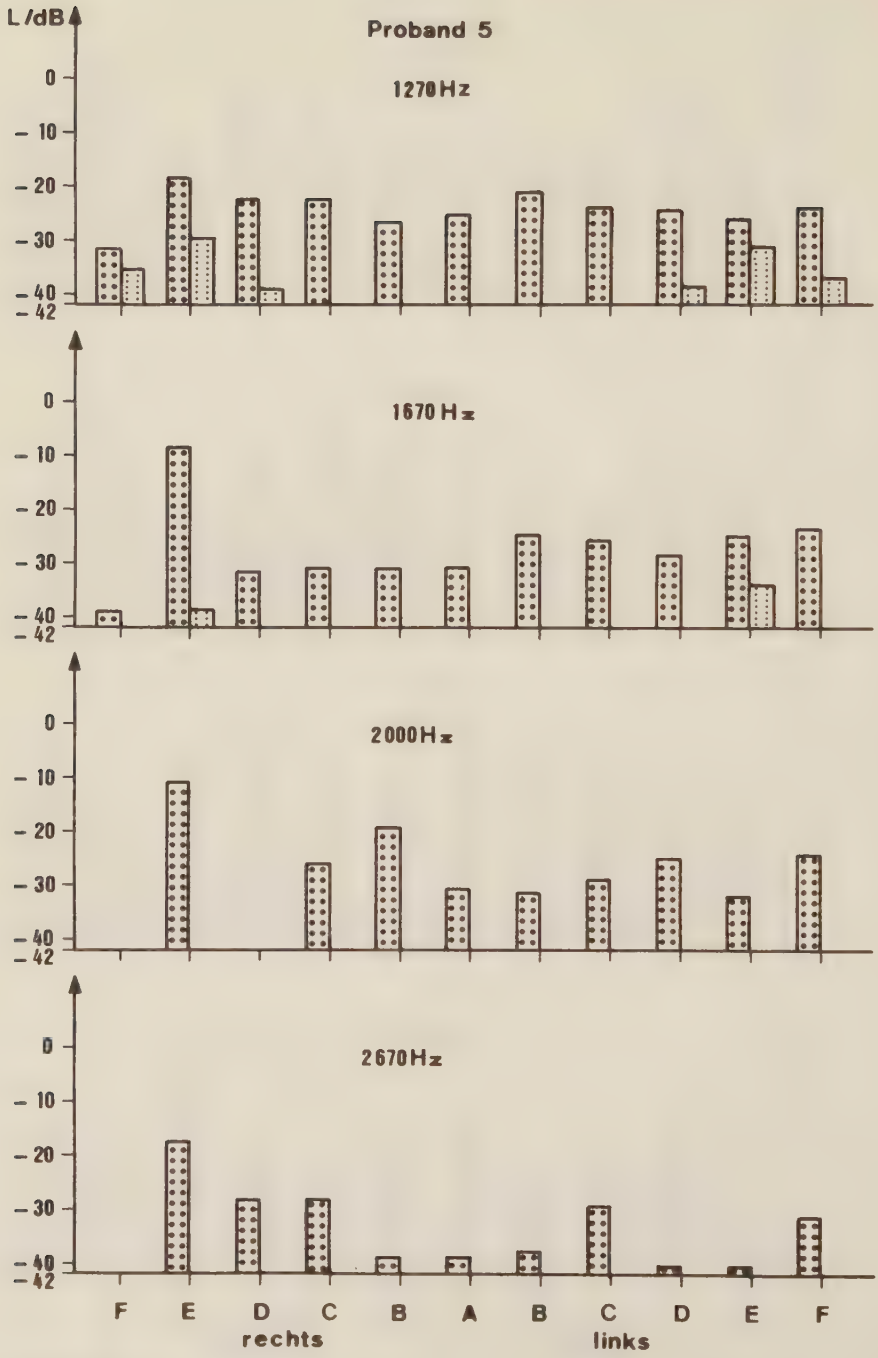

L/dB
Proband 5
1270Hz
1670Hz
2000Hz
2670Hz
0
- 10
- 20
- 30
- 40
- 42
F E D C B A B C D E F
rechts
links

Abb. 56:

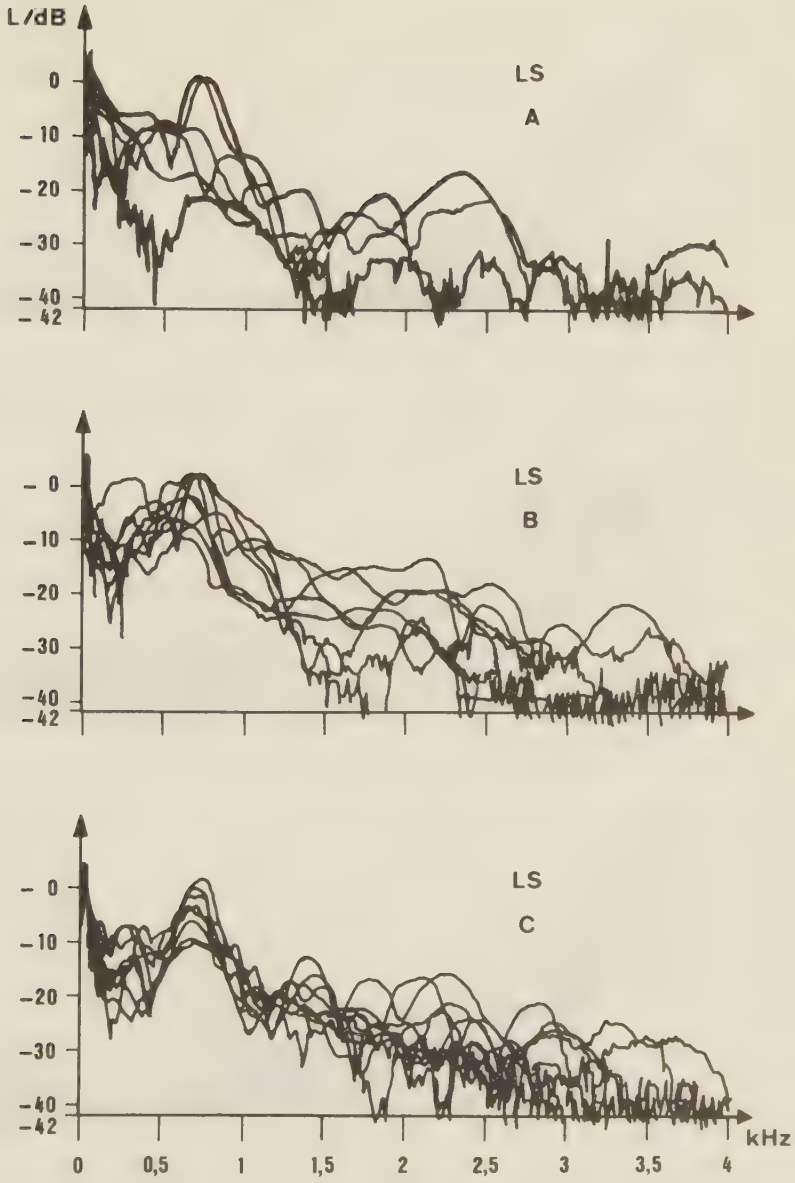

L/dB
0
-10
-20
-30
-40
-42
LS
A
-0
-10
-20
-30
-40
-42
LS
B
-0
-10
-20
-30
-40
-42
LS
C
0
0,5
1
1,5
2
2,5
3
3,5
4
kHz

Abb. 57:

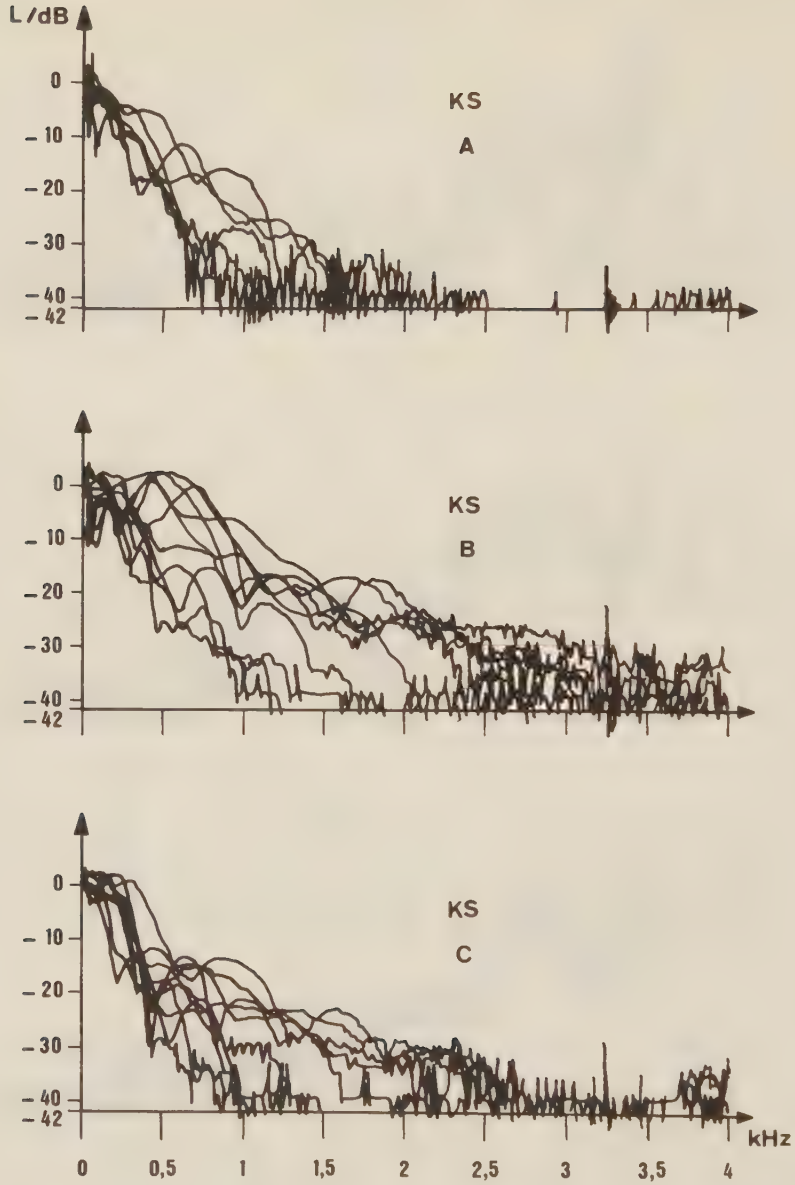


Abb. 58:

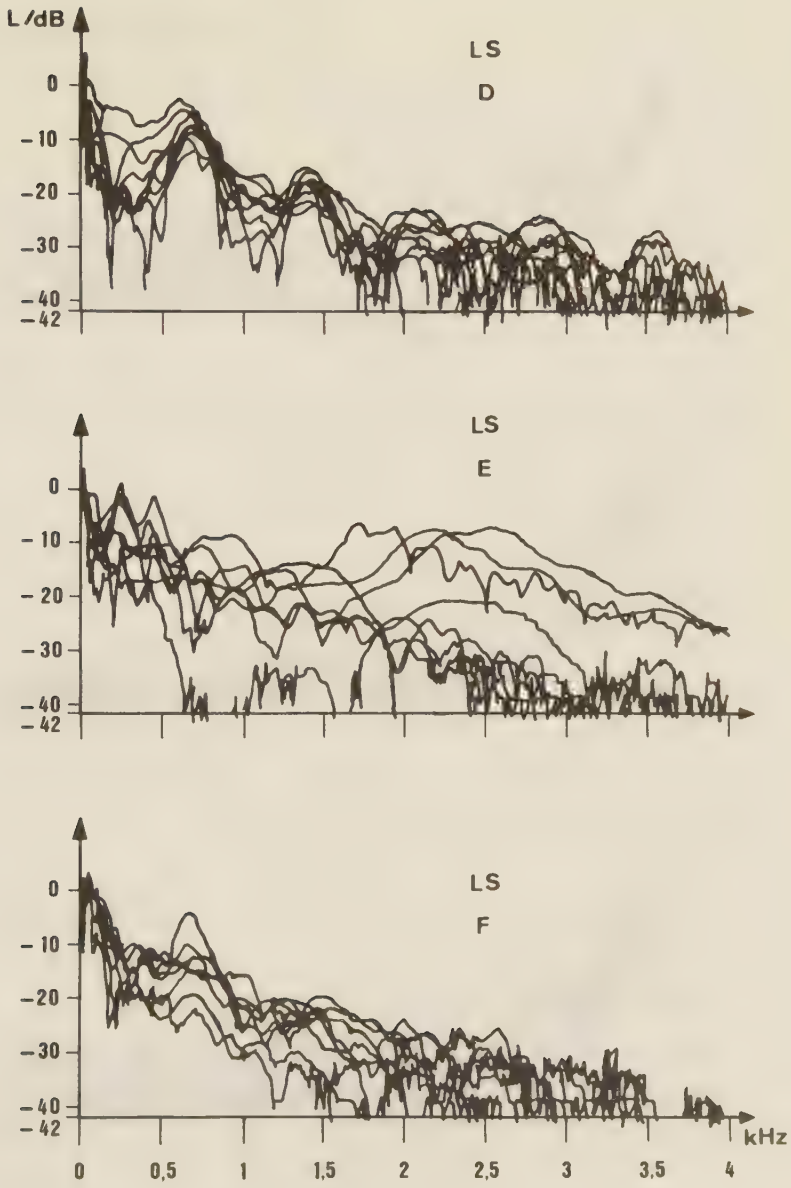

L/dB
LS
D
0
-10
-20
-30
-40
-42
LS
E
0
-10
-20
-30
-40
-42
LS
F
0
-10
-20
-30
-40
-42
kHz
0
0,5
1
1,5
2
2,5
3
3,5
4

Abb. 59:

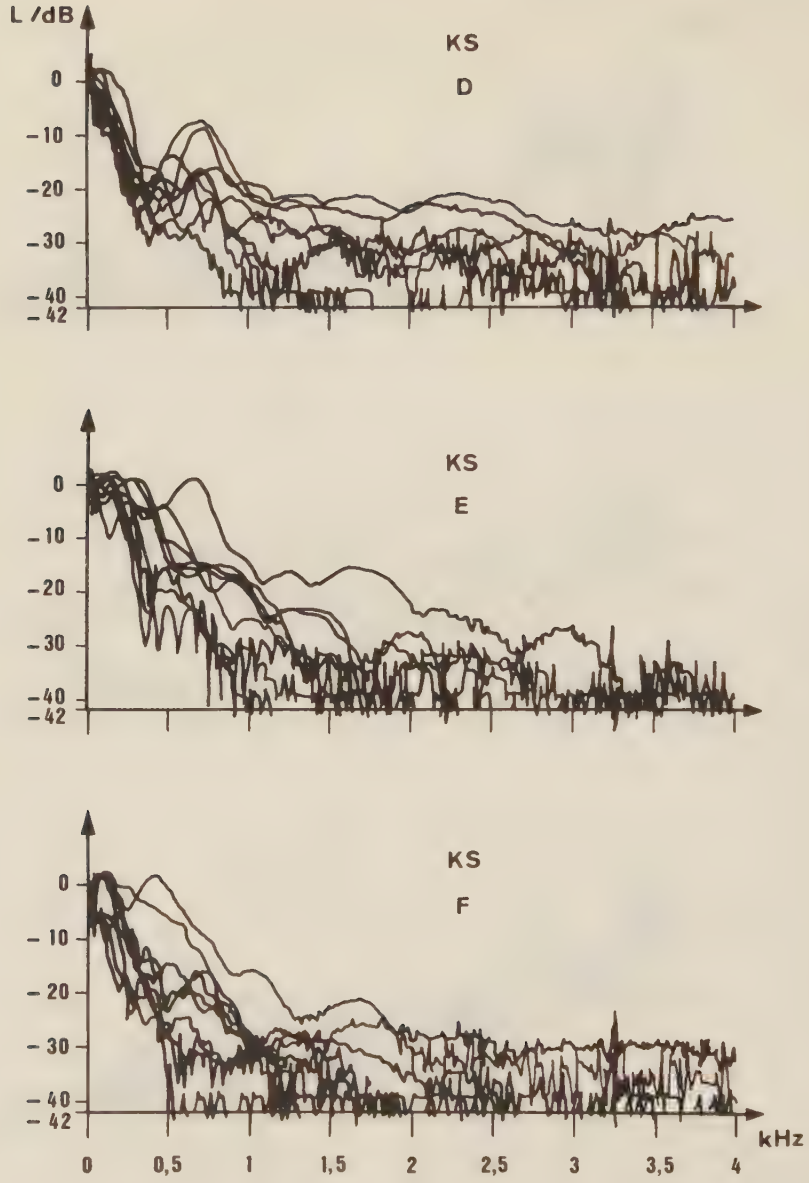

L /dB
KS
D
0
-10
-20
-30
-40
-42
KS
E
0
-10
-20
-30
-40
-42
KS
F
0
-10
-20
-30
-40
-42
0
0,5
1
1,5
2
2,5
3
3,5
4
kHz

Abb. 60:

9. LITERATURVERZEICHNIS

1. ADAMS, S.H. and H.A. ZANDER: Functional tooth contacts in lateral and in centric occlusion. J.Amer.dent.Ass. 69, 465-473 (1964)

2. AHLGREN, J.: The silent period in the EMG of the jaw muscles during mastication and its relationship to tooth contact. Acta odont.scand. 27, 219-227 (1969)

3. AHLGREN, J. and B. ÖWALL: Muscular Activity and Chewing Force: A polygraphic study of human mandibular movements. Arch.oral Biol. 15, 271-280 (1970)

4. ALISON, S.: On the Differential Stethosphone and some new phenomena observed by it. Proc.roy.Soc.Med. 9, 196-209 (1858) zitiert nach (134)

5. ANDERSON, D.J. and B. MATTHEWS: Mastication. Bristol: John Wright and Sons Ltd. 1976

6. ANDERSON, D.J. and D.C.A. PICTON: Tooth contact during chewing. J.dent.Res. 36, 21-26 (1957)

7. ANDRAE, G., K. EICHNER und C. ROHRBACH: Messung der Eigenfrequenz menschlicher Zähne und ihrer Vibrationen beim Bohren und Schleifen mit einem ansetzbaren, kleinen Induktionsschwingungsmesser. Zahnärztl.Rdsch. 69, 49-56 (1960) zitiert nach (67)

8. BANDO, E., S. FUKUSHIMA, H. KAWABATA and S. KOHNO: Continuous observations of mandibular positions by telemetry. J.prosth.Dent. 28, 485-490 (1972)

9. BAUER, A. und A. GUTOWSKI: Gnathologie. Berlin: Die Quintessenz 1975

10. BERGMANN-SCHÄFER: Lehrbuch der Experimentalphysik Band I, Mechanik, Akustik, Wärme. 8. Auflage Berlin: Walter de Gruyter u. Co. 1970

11. BEWERSDORFF, H.J.: Elektrognathographie. Elektronische dreidimensionale Messung und Registrierung von Kieferbewegungen. Teil 3: Studien über den Einfluß verschiedenartiger Faktoren auf den Kauverlauf. Odont.T. 77, 1-39 (1969)

12. BRENMAN, H.S.: Gnathosonics and occlusion. Frontiers of Oral Physiologie Editor: KAWAMURA, Y., Osaka Vol. 1 pp. 238-256 Basel: S. Karger 1974

13. BRENMAN, H.S., M.A. BLACK and J.G. COSLET: Interrelationship between the electromyographic silent period and dental occlusion. J.dent.Res. 47, 502 (1968)

14. BRENMAN, H.S. and A.B. HATTLER: Myograms and occlusograms. Dent.Progr. 3, 63-71 (1963) zitiert nach (12)

15. BRENMAN, H.S., R.C. WEISS and M. BLACK: Sound as a diagnostic aid in the detection of occlusal discrepances.
Penn.dent.J. (1966)
zitiert nach (12)

16. BREWER, A.A. and D.C. HUDSON: Application of miniaturized electronic devices to the study of tooth contact in complete dentures.
J.prosth.Dent. 11, 62-72 (1961)

17. BRILL, N., S. SCHÖBELER and G. TRYDE: Aspects of occlusal sense in natural and artificial teeth.
J.prosth.Dent. 12, 123-128 (1962)

18. BRION, M.A.M., J.H.N. PAMEIJER, I. GLICKMAN and F.W. ROEBER: Recent intraoral telemetry findings and their developments in the study of occlusion.
Int.dent.J. 19, 541-542 (1969)

19. BUTLER, J.H. and R.E. STALLARD: Physiological stress and tooth contacts.
J.periodont.Res. 4, 152-158 (1969)

20. BUTLER, J.H. and H.A. ZANDER: Evaluation of two occlusal concepts.
Parodontologie and academy review 22 (1968), 5.

21. DIEDRICH, P.: Zur Ätiologie der Stillmanschen Spalten.
Dtsch.zahnärztl.Z. 28, 1170-1180 (1973)

22. DRECHSLER, F., S. KOHNO, W. KOHL und B. NEUHAUSER: Neurophysiologische Analyse der Wirkungen okklusaler Interferenzen auf Regulation und Koordination der Kaumuskulatur. Dtsch.zahnärztl.Z. 28, 695-704 (1973)

23. DRUM, W.: Klassifikation von Parafunktionen. Dtsch.zahnärztl.Z. 17, 411-415 (1962)

24. EKENSTEN, B.: Phonograms of anomalies of the tempo-romandibular joint in motion. Odont.T. 60, 235-242 (1952)

25. FRÖHLICH, E.: Die Parafunktionen, Symptomatologie, Ätiologie und Therapie. Dtsch.zahnärztl.Z. 21, 536-547 (1966)

26. FRÖHLICH, F.: Die okklusionsbedingten Schmerzen im Kiefer-, Gesichtsbereich. Schweiz.Mschr.Zahnheilk. 76, 764-776 (1966)

27. FUCHS, P. und V. WEIDLICH: Experimentelle Untersuchungen über die Beeinflussung der nächtlichen Kaumuskelaktivität durch Okklusionsstörungen. Dtsch.zahnärztl.Z. 28, 1064-1072 (1973)

28. GENTZ, R.: Apparatus for recording of bruxism during sleep. Swed.Dent.J. 65, 327-342 (1972)

29. GERBER, A.: Okklusionslehre, Okklusionsdiagnostik und Okklusionsbehandlung im Wandel unserer Aspekte. Schweiz.Mschr.Zahnheilk. 80, 447-469 (1970)

30. GERBER, A.: Funktionen und Funktionsstörungen im Kausystem.
in: GERBER, A.: Okklusion und Kiefergelenk, Kursschrift. SSO-Fortbildungskurs Bern 24. - 26.Mai 1973.
Zürich: Zahnärztliches Institut der Universität Zürich 1973

31. GILLINGS, B.R.D., C.H. GRAHAM and N.A. DUCKMANTON: Jaw movements in young adult men during chewing.
J.prosth.Dent. 29, 616-627 (1973)

32. GILLINGS, B.R.D., J.T. KOHL and H. GRAF: Study of tooth contact patterns with the use of miniature radio transmitters.
Digest of the International Conference of medical electronics 4, 67 (1961) New York

33. GILLINGS, B.R.D., J.T. KOHL and H.A. ZANDER: Contact patterns using miniature radio transmitters.
J.dent.Res. 42, 177 (1963)

34. GLICKMAN, I.: Clinical significance of trauma from occlusion.
J.Amer.dent.Ass. 70, 607-618 (1965)

35. GLICKMAN, I., A.W. HADDAD, M. MARTIGNONI, N. MEHTA, F.W. ROEBER and R.E. CLARK: Telemetric comparison of centric relation and centric occlusion reconstructions.
J.prosth.Dent. 31, 527-536 (1974)

36. GLICKMAN, I., J.H.N. PAMEIJER, F.W. ROEBER und M.A.M. BRION: Die telemetrische Bestimmung der funktionellen Okklusion. Dental-Report Aktuelle Zahnmedizin S. 162-173 Stuttgart, Wien, Zürich, Amsterdam: Medica Verlag 1970

37. GLICKMAN, I., F.W. ROEBER, M. BRION and J.H.N. PAMEIJER: Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. J.Periodont. 41, 30-35 (1970)

38. GOLDMAN, H.M., S. SCHLUGER, L. FOX und D.W. COHEN: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Parodontologie. 2. Auflage Stuttgart, Wien, Zürich: Medica Verlag 1962

39. GRAF, H. and H.A. ZANDER: Tooth contact patterns in mastication. J.prosth.Dent. 13, 1055-1066 (1963)

40. GUDAT, H. und M. MARKL: Zur objektiven Messung der Lockerungsgrade menschlicher Zähne. IITB-Mitteilungen S. 8-11 (1977)

41. GUDAT, H., M. MARKL, D. LUKAS und W. SCHULTE: Analyse von Perkussionssignalen an Zähnen. Dtsch.zahnärztl.Z. 32, 169-172 (1977)

42. HADDAD, A.W., N.R. MEHTA, I. GLICKMAN and F.W. ROEBER: Effects of occlusal adjustment on tooth contacts during mastication. J.Periodont. 45, 714-724 (1974)

43. HANNAM, A.G., R.E. DECOU, J.D. SCOTT and W.W. WOOD: The relationship between dental occlusion, muscle activity and associated jaw movement in man. Arch.oral Biol. 22, 25-32 (1977)

44. HANNAM, A.G., B. MATTHEWS and R. YEMM: Changes in the activity of the masseter muscle following tooth contact in man. Arch.oral Biol. 14, 1401-1406 (1969)

45. HANNAM, A.G., B. MATTHEWS and R. YEMM: Receptors involved in the response of the massater muscle to tooth contact in man. Arch.oral Biol. 15, 17-24 (1970)

46. HENERS, M.: Elektronische Untersuchungen zur dreidimensionalen Bewegung des Unterkiefers. Dtsch.zahnärztl.Z. 32, 104-107 (1977)

47. HENERS, M.: Elektronische Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit des okklusalen Traumas. Dtsch.zahnärztl.Z. 32, 433-436 (1977)

48. HESSE, F.: Zur Mechanik der Kaubewegung des menschlichen Kiefers. Dtsch.Mschr.Zahnheilk. 15, 517 (1897) zitiert nach (39)

49. HOFMANN, M. und R. DIEMER: Physiologische Zahnbeweglichkeit. Dtsch.zahnärztl.Z. 21, 707-718 (1966)

50. JANKELSON, B.: Functional positions of occlusion. J.prosth.Dent. 30, 559-560 (1973)

51. JANKELSON, B., G.M. HOFFMANN and J.A. HENDRON: The physiology of the stomatognathic system.
J.Amer.dent.Ass. 46, 375-386 (1953)

52. KAVANAGH, D. and H. ZANDER: A versatile recording system for studies of mastication.
Med.Electron.Biol.Engng. Vol. 3 pp. 291-300, Great Britain: Pergamon Press 1965

53. KAWAMURA, Y.: Recent concepts of the physiology of mastication.
in: Advances in Oral Biology (ed. by STAPLE, P.H.) pp. 77-109 New York: Academic Press 1964

54. KAWAMURA, Y.: Neurophysiologic background of occlusion.
Periodontics 5, 175-183 (1967)

55. KAWAMURA, Y.: Neurogenesis of Mastication.
in: Frontiers of Oral Physiologie
Editor: KAWAMURA, Y., Osaka Vol. 1 pp. 77-114
Basel: S. Karger 1974

56. KEIDEL, W.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie.
2. Auflage Stuttgart:
Georg Thieme Verlag 1970

57. KELLER, K.H. und H. KIESSE: Die Erschütterung der Zähne und die Schleifleistung von Diamantbohrern bei verschiedenen Rotationsgeschwindigkeiten.
Dtsch.zahnärztl.Z. 9, 518-527 (1954)
zitiert nach (83)

58. KERR, A.C., C.S. LEAR and S.J. MOODY: A method of measuring the frequency of swallowing in man.
J.dent.Res.Abstr. 39, 668-669 (1960)

59. KERR, W.J.: Stethoscope and Symballophone.
in: GLASSER, O. (Ed.): Medical Physics, Chicago: Year Book Publishers 1944,Vol. 1 pp. 1473-1490
zitiert nach (134)

60. KNAP, F.J., J.H. ABLER and B.L. RICHARDSON: Computerized analysis and duplication of mandibular motion.
J.prosth.Dent. 33, 535-541 (1975)

61. KOBES, L.W.R.: Kybernetische Aspekte in der Zahnheilkunde.
Dtsch.zahnärztl.Z. 32, 240-242 (1977)

62. KOECK, B. und G. SANDER: Zahnbeweglichkeit in Abhängigkeit von der Belastung funktioneller Facetten.
Dtsch.zahnärztl.Z. 32, 207-211 (1977)

63. KÜRBER, K.H.: Impulsform des Zahnkontaktes - dynamische Beanspruchung des Parodontiums.
Dtsch.zahnärztl.Z. 24, 629-640 (1969)

64. KÜRBER, K.H.: Electronic registration of tooth movements.
Int.dent.J. 21, 466-477 (1971)

65. KÜRBER, K.H.: Elektronische Registrierung der Unterkieferbewegung im normalen und okklusionsgestörten Gebiß.
Dtsch.zahnärztl.Z. 26, 167-176 (1971)

66. KÖRBER, K.H.: Zahnärztliche Prothetik Band I und II. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 1975

67. KÖRBER, K.H. und E. KÖRBER: Biegeschwingungen menschlicher Zähne. Dtsch.Zahnärztebl. XVI/13, 388-393 (1962)

68. KRAFT, E.: Grundlagen der Muskelphysiologie im Hinblick auf die funktionelle Gebißanalyse. Dtsch.zahnärztl.Z. 26, 142-146 (1971)

69. KROGH-POULSON, W.G.: Okklusionsdysharmonien und Fehlfunktionen des stomatognathischen Systems. Dental-Report Aktuelle Zahnmedizin S. 273-284, Stuttgart, Wien, Zürich, Amsterdam: Medica Verlag 1967

70. LAENNEC, R.T.H.: Traite de l'Auscultation Mêdiate et des Maladies des Paumons et du Coeur. 4. Aufl. Paris: J.S. Claudê 1837 zitiert nach (134)

71. MANGELS, K.J.: Untersuchung zur Adaptation der Mandibula an okklusale Interferenzen im Verlauf eines Tages ohne unnötige Beeinflussung des Probanden. Med.Diss.Marburg 1971

72. MATTHEWS, B.: Reflexes Elicitable from the Jaw Muscles in Man (Effects of tooth contact). in: (5), pp. 139-146

73. Mc LEAN, L.F., H.S. BRENMAN and M.G.F. FRIEDMAN:
Effects of Changing Body Position on Dental Occlusion.
J.dent.Res. 52 II, 1041-1045 (1973)

74. MØLLER, E.:
Action of the muscles of mastication. Tooth contact during chewing.
in: Frontiers of Oral Physiologie
Editor: KAWAMURA,Y ., Osaka Vol. 1
pp. 151-152
Basel: S. Karger 1974

75. MOTSCH, A. und S. LEHNERT: Grundsätzliches zur Beziehung zwischen Okklusion und Kiefergelenk im Hinblick auf funktionsbedingte Kiefergelenkstörungen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 27, 796-805 (1972)

76. MÜHLBRADT, L.:
Der vorzeitige Kontakt und seine statistischen Beziehungen zu den entzündlichen Zahnbetterkrankungen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 28, 265-269 (1973)

77. MÜHLBRADT, L.:
Grundzüge der Neurophysiologie des Kauorgans.
Dtsch.zahnärztl.Z. 31, 282-290 (1976)

78. MÜHLEMANN, H.R.:
Tooth Mobility. A Review of Clinical Aspects and Research Findings.
J.Periodont. 38, 686-713 (1967)

79. MÜHLEMANN, H.R., H. HERZOG und K.H. RATEITSCHAK:
Okklusion und Artikulation im Ätiologiekomplex parodontaler Erkrankungen.
Parodontologie 11, 20-23 (1957)

80. MÖHLEMANN, H.R., H. HERZOG und A. VOGEL: Okklusales Trauma und Zahnbeweglichkeit. Schweiz.Mschr.Zahnheilk. 66, 527 - 544 (1956)

81. MÖHLEMANN, H.R., K.H. RATEITSCHAK und H.H. RENGGLI: Parodontologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 1975

82. MUTSCHELKNAUSS, R.: Die traumatische Okklusion, der artikuläre Ausgleich und die Behandlund der Parafunktionen. Zahnärztl.Mitt. 57, 1206-1214 (1967)

83. NEVAKARI, K. and H.S. SIIRILÄ: A Frequency Analysis of Tooth Vibration during Mandible Gnashing of Teeth. Acta odont.Scand. 28, 213-222 (1970)

84. NICOLAI, L.: Über das "Stereosthethoskop". Klin.Wschr. 15, 91 (1936) zitiert nach (134)

85. NOBLE, W.H.: Anteroposterior position of "Myo-Monitor Centric". J.prosth.Dent. 33, 398-402 (1975)

86. NYFFENEGGER, J.W., P. SCHÄRER und E. JAHN: Die Öffnungsbewegungen des Unterkiefers. Schweiz.Mschr.Zahnheilk. 81, 961-971 (1971)

87. O'LEARY, T.J.: Die Beweglichkeit der Zähne. Dental-Report Aktuelle Zahnmedizin S. 123-134 Stuttgart, Wien, Zürich, Amsterdam: Medica Verlag 1970

88. ORBAN, B.J.: Parodontologie.
Berlin: Die Quintessenz 1965

89. PAMEIJER, J.H.N., M. BRION, I. GLICKMAN and F.W. ROEBER: Intraoral occlusal telemetry. Part IV. Tooth contact during swallowing. J.prosth.Dent. 24, 396-400 (1970)

90. PAMEIJER, J.H.N., M. BRION, I. GLICKMAN and F.W. ROEBER: Intraoral occlusal telemetry. Part V. Effect of occlusal adjustment upon tooth contacts during chewing and swallowing. J.prosth.Dent. 24, 492-497 (1970)

91. PAMEIJER, J.H.N., I. GLICKMAN and F.W. ROEBER: Intraoral occlusal telemetry. Part II. Registration of tooth contacts in chewing and swallowing. J.prosth.Dent. 19, 151-159 (1968)

92. PAMEIJER, J.H.N., I. GLICKMAN and F.W. ROEBER: Intraoral occlusal telemetry. Part III. Tooth contacts in chewing, swallowing and bruxism. J. Periodont. 40, 253-258 (1969)

93. PENFIELD, W. and E. BOLDREY: Somatic Motor and Sensory Representation in the Cerebral Cortex of Man as Studied by Electrical Stimulation. Brain 60, 389 (1937) zitiert nach (55)

94. POSSELT, U.: Physiology of occlusion and rehabilitation. 2. Auflage, 3. Druck, Oxford und Edinburg: Blackwell 1962/68

95. POSSELT, U. and O. MAUNSBACH: Clinical and roentgenographic studies of trauma from occlusion.
J.Periodont. 28, 192-196 (1957)

96. POWELL, N.: Tooth contact during sleep: association with other events.
J.dent.Res. 44, 959-967 (1965)

97. POWELL, N. and H.A. ZANDER: The frequency and distribution of tooth contact during sleep.
J.dent.Res. 44, 713-717 (1965)

98. QUELLETTE, P.L.: TMJ sound prints: electronic auscultation and sonagraphic audiospectral analysis of the temporomandibular joint.
J.Amer.dent.Ass. 89, 623-628 (1974)

99. RAMFJORD, S.P.: Bruxism, a clinical and electromyographic study.
J.Amer.dent.Ass. 62, 21-44 (1961)

100. RAMFJORD, S.P. und M. ASH: Physiologie und Therapie der Okklusion.
Berlin: Die Quintessenz 1968

101. REICHBORN-KJENNERUD, I.: Development, etiology and diagnosis of increased tooth mobility and of traumatic occlusion.
J.Periodont. 44, 326-339 (1973)

102. RETHI, L.: Das Rindenfeld, die subcorticalen Bahnen und das Coordinaten-Centrum des Kauens und Schluckens.
S.-B. dtsch.Akad.Wiss., Kl.med.Wiss. 102, 359 (1893)
zitiert nach (55)

103. ROSS, J.F.: Occlusal contacts of the naturel teeth.
J.prosth.Dent. 32, 660-667 (1974)

104. SCHÄRER, P.: Bruxism.
in: Frontiers of Oral Physiologie
Editor: KAWAMURA, Y., Osaka, Vol.
1 pp. 293-322
Basel: S. Karger 1974

105. SCHÄRER, P., R.E. STALLARD and H.A. ZANDER: Occlusal interferences and mastication: An electromyographic study.
J.prosth.Dent. 17, 438-449 (1967)

106. SCHNELL, H.: Klinische Untersuchungen über die Auswirkung von Bißsperrungen mit einer Stärke von 0,25 mm im Bereich der Mm. pterygoidei.
Dtsch.zahnärztl.Z. 31, 771-773 (1976)

107. SCHULTE, W.: Zur funktionellen Behandlung der Myo-Arthropathien des Kauorganes: ein diagnostisches und physio-therapeutisches Programm.
Dtsch.zahnärztl.Z. 25, 422-435 (1970)

108. SCHULTE,W.: Gezielte Funktionsanalyse und Physio-Therapie. Erfahrungen bei 442 Patienten mit Myoarthropathien.
Dtsch.zahnärztl.Z. 27, 779-795 (1972)

109. SCHULTE, W.: Chirurgische und parodontologische Gesichtspunkte zur Differentialdiagnose bei Funktionsanalysen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 32, 74-80 (1977)

110. SHEPPARD, I.M. and N. MARKUS: Total time of tooth contacts during mastication. J.prosth.Dent. 12, 460-463 (1962)

111. SIEBERT;G.: Zur Frage okklusaler Interferenzen bei Jugendlichen. Ergebnis einer Untersuchung bei 12 - 16-jährigen. Dtsch.zahnärztl.Z. 30, 539-543 (1975)

112. SILVERMAN, M.M.: Okklusion in der Prothetik und im natürlichen Gebiß. Berlin: Die Quintessenz 1964

113. SITZMANN, F. und S. GEIGER: Neuralgieforme Schmerzen im Kiefer-Gesichtsbereich als Folge okklusaler Störungen. Dtsch.zahnärztl.Z. 28, 984-988 (1973)

114. SOBOTTA-BECHER: Atlas der Anatomie des Menschen I. Teil. 16. Auflage München und Berlin: Urban & Schwarzenberg 1965

115. SPRANGER, H.: Klinische Erscheinungsformen des sogenannten okklusalen Traumas und deren therapeutische Konsequenzen. Dtsch.zahnärztl.Z. 32, 429-431 (1977)

116. SPRANGER, H. und G. WEBER: Ergebnisse klinischer und experimenteller Untersuchungen zur parodontologischen Funktionsdiagnostik. Dtsch.zahnärztl.Z. 30, 407-411 (1975)

117. STALLARD, R.E.: Occlusion, a Factor in Periodontal Disease. Int.dent.J. 18, 121-130 (1968)

118. SUIT, S.R., C.H. GIBBS and S.T. BENZ: Study of Gliding Tooth Contacts during Mastication. J.Periodont. 47, 331-334 (1976)

119. THOMSON, H.: Clinical Observations on the Effects of Abnormal Occlusion on Muscle and Joint Function. pp. 259-265 in: 5.

120. TOYOKA, H., T. NAGASAWA, H. TSURU, Y. MATSUI and Y. KANNO: Electromyographic study of the masticatory muscle in premature contacts. J.dent.Res. 53, 1097 (1974)

121. VON GIERKE, H.E.: Transmission of Vibratory Energy Through Human Tissue. in: GLASSER, O. (Ed.): Medical Physics, Chicago: Year Book Publishers 1960 Vol. 3 pp. 661-669 zitiert nach (134)

122. WATT, D.M.: A preliminary report on the auscultation of the masticatory mechanism. Dent.Practit.dent.Rec. 14, 27-30 (1963)

123. WATT, D.M.: Report on a method of direct occlusal analysis. Dent.Practit.dent.Rec. 15, 416-420 (1965)

124. WATT, D.M.: Gnathosonics- a study of sounds produced by the masticatory mechanism. J.prosth.Dent. 16, 73-82 (1966)

125. WATT, D.M.: Clinical applications of gnathosonics. J.prosth.Dent. 16, 83-95 (1966)

126. WATT, D.M.: A gnathosonic study of tooth impact. Dent.Practit.dent.Rec. 17, 317-324 (1966)

127. WATT, D.M.: Gnathosonics in occlusal evaluation. J.prosth.Dent. 19, 133-143 (1968)

128. WATT, D.M.: Recording the sounds of tooth contact: a diagnostic technique for evaluation of occlusal disturbances. Int.dent.J. 19, 221-238 (1969)

129. WATT, D.M.: Classification of occlusion. Dent.Practit.dent.Rec. 20, 305-308 (1970)

130. WATT, D.M.: Use of sound in oral diagnosis. Proc.roy.Soc.Med. 63, 793-797 (1970)

131. WATT, D.M.: Technique for the study of habituation to small artificial supracontacts of teeth. J.dent.Res. 50 I, 697-698 (1971)

132. WATT, D.M.: The incidence of abnormal tooth contacts and their detection. pp. 242-250 in: (5)

133. WATT, D.M.: Monitoring mastication. J.Dent. 4, 271-278 (1976)

134. WATT, D.M. and B. HEDEGARD: The stereostethoscope - An instrument for clinical gnathosonics. J.prosth.Dent. 18, 458-464 (1967)

135. WATT, D.M. and A.R. MACGREGOR: Designing complete dentures.
pp. 145-150
Philadelphia, London, Toronto:
W.B. Sounders Company 1976

136. WATT, D.M., S.W. SHARKEY, M. SABERI and P.R. LIKEMAN: A study of the average duration of occlusal sounds in different age groups.
Brit.dent.J. 138, 385-388 (1975)

137. WATT, D.M., J.R. TURNBULL, M. SABERI, M.S. BEYLI and E. AGUILAR: The influence of percussion, occlusion and mastication on the occurence of silent periods in masseter muscle activity.
J.oral.Rehabil. 3, 371-385 (1976)

138. WEGGEN, E.: Auskultation und Phonognathographie im stomatognathischen System.
Dtsch.Stomat. 22, 1-9 (1972)

139. WEGGEN, E. und K.H. GÜNTHER: Phonognathographie. Eine Methode zur Registrierung und Beurteilung von Schallphänomenen, die durch den Kaumechanismus hervorgerufen werden.
Dtsch.Stomat. 20, 575-582 (1970)

140. WEISKOPF, J.: Die Bedeutung der Bewegungsgeräusche im Zusammenhang mit Bewegungsbahnen beim Öffnen und Schließen als Symptom chronischer Kiefergelenkerkrankungen.
Dtsch.Stomat. 14, 719-737 (1964)

141. ZÖLLNER, F.: Hals-Nasen-Ohren Heilkunde.
1. Auflage Stuttgart: Georg Thieme Verlag 1969

Mein Dank gilt:

Herrn Prof.Dr. W.Schulte für die Oberlassung des Themas und die freundliche Unterstützung während der Arbeit.

Herrn Dipl.Phys. D.Lukas, der mir jederzeit in allen physikalisch-technischen Fragen zur Seite stand.

Den Herren Dr. L.Mühlbradt und Dr. K.Bollinger für die Anregungen bei der Bearbeitung des Themas.

Herrn Prof.Dr.Dr. P.Riethe, welcher mir großzügig die Fortsetzung der Untersuchungen an seiner Abteilung ermöglichte.

Herrn H.Resch, der die photographischen Arbeiten übernommen hat.

Lebenslauf

Am 3.Februar 1950 wurde ich, Dieter Weber, als Sohn der Eheleute Kurt und Mathilde Weber, geb. Rahmig, in Stuttgart geboren.

Von 1956 bis 1960 besuchte ich die Volksschule in Stuttgart-Botnang. 1960 wechselte ich auf das mathematisch-naturwissenschaftliche Friedrich-Eugens-Gymnasium in Stuttgart über und legte dort am 14.Juni 1968 die Reifeprüfung ab.

Anschließend absolvierte ich ein 2-monatiges Betriebspraktikum bei Daimler-Benz in Stuttgart-Untertürkheim.

Im Wintersemester 1968/69 studierte ich an der Universität Stuttgart Maschinenbau.

Von Mai 1969 bis Oktober 1970 leistete ich den Zivilen Ersatzdienst in Freiburg und Tübingen ab.

Ab dem Wintersemester 1970/71 studierte ich an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen Zahnmedizin und legte dort 1971 die naturwissenschaftliche Vorprüfung und 1973 das Physikum ab.

Am 11.August 1973 heiratete ich die Studienassessorin Ursula Bosch.

Das Studium der Zahnheilkunde schloß ich am 3.Dezember 1975 mit dem Staatsexamen ab.

Vom 1.März 1976 bis 31.August 1978 arbeitete ich als wissenschaftlicher Assistent an der Abteilung für Zahnerhaltung (Prof.Dr.Dr. P.Riethe) des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde in Tübingen, wo ich auch meine erste wissenschaftliche Arbeit fertigstellte.

Seit 1.September 1978 arbeite ich als Assistent in der Praxis von Dr. F.Schüller in Reutlingen-Sondelfingen.